

UNIVERSITÉ DE FRIBOURG, SUISSE  
FACULTÉ DES SCIENCES  
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE

En collaboration avec la  
HAUTE ÉCOLE FÉDÉRALE DE SPORTS DE MACOLIN

La modification de la perception de la hauteur et l'influence de la  
difficulté de la tâche sur le contrôle de la posture et les mécanismes  
d'inhibition intra-corticaux

Travail final pour l'obtention du Master en  
Sciences du Mouvement et du sport  
Option Enseignement

Conseiller: Prof. Dr. Wolfgang TAUBE  
Co-conseiller-ère: Audrey MOUTHON

*Camille BALANCHE*  
*Fribourg, Février, 2016*

## Table des matières

Remerciements.....	3
Résumé.....	4
1 Introduction .....	5
1.1 Contexte et situation initiale .....	5
1.2 Le mouvement .....	7
1.2.1 Les mouvements conscients.....	7
1.2.2 Les mouvements inconscients .....	9
1.3 Les différents systèmes du contrôle postural .....	9
1.3.1 Le système musculo-squelettique .....	10
1.3.2 Le système des forces externes.....	12
1.3.3 Le système nerveux .....	12
1.4 La stimulation magnétique transcrânienne .....	13
1.5 Le contrôle de l'équilibre et la hauteur .....	15
1.6 Buts et questions de recherche.....	17
2 Méthode.....	19
2.1 Echantillon .....	19
2.2 Design de recherche.....	19
2.3 Procédure des tests.....	19
2.3.1 Conditions d'expériences.....	19
2.3.2 Plateforme de force.....	20
2.3.3 Enregistrement EMG .....	21
2.3.4 Questionnaires .....	21
2.3.5 Acquisition des données TMS .....	22
2.4 Outils utilisés .....	23
2.5 Analyse des données.....	23
2.5.1 Analyses statistiques .....	24
3 Résultats.....	25
3.1 COP.....	25
3.2 Réponses psychologiques .....	28

---

3.3 TMS .....	30
4 Discussion et conclusions.....	33
4.1 Équilibre et effets psychologiques .....	33
4.2 Excitabilité cortico-spinale et inhibition.....	34
4.2.1 Les effets de la modification de la hauteur .....	34
4.2.2 Les effets de la modification de la stabilité .....	35
4.3 Limite de l'étude .....	37
4.4 Conclusions.....	37
Bibliographie.....	38
Déclaration personnelle .....	45
Droits d'auteur .....	45
Table des annexes .....	46
Annexe A : Consentement écrit de la participation à l'étude .....	47
Annexe B : Questionnaire court.....	48
Annexe C : Questionnaire long.....	49
Annexe D : Protocole de test .....	51

## Remerciements

Je tiens à remercier particulièrement et très chaleureusement mon conseiller, le Docteur Wolfgang Taube ainsi que ma co-conseillère, Madame Audrey Mouthon, pour le suivi régulier et le soutien qu'ils m'ont apporté tout au long de l'élaboration de ce travail. Pour leur présence et leur disponibilité à répondre à mes questions selon mes besoins.

Cette étude a été réalisée et concrétisée grâce à de nombreuses personnes qui m'ont aidée pour les tests et la récolte de données, je remercie vivement Martin Keller, Gonzalo Marquez et Craig Tokuno qui ont complété l'équipe.

NSERC et SNSF sont les investigateurs de cette étude, ils ont permis la réalisation des tests grâce à son financement. L'Université de Fribourg a mis à disposition les locaux et le matériel technique nécessaire.

Je remercie également toutes les personnes qui se sont soumises à cette étude dont la générosité et la disponibilité a contribué à sa réalisation dans les meilleures conditions.

## Résumé

But : Cette étude avait pour but d'analyser les déplacements du centre de pression (COP), ainsi que les effets de l'augmentation de l'instabilité et l'augmentation de la perception de la hauteur sur l'excitabilité cortico-spinale et les inhibitions intra-corticales (SICIs). Les études actuelles confirment l'application du cortex moteur primaire dans le contrôle de la posture, cependant, les facteurs d'excitabilité de celui-ci et l'influence des SICIs sont encore peu clairs.

Méthode : Les sujets (n = 16) étaient debout sur une plateforme de force à 0.20m ou à 3.20m du sol pour modifier la perception de la hauteur. Trois conditions différentes (supporté, libre ou sur un dispositif instable) ont été testées à chaque hauteur. La TMS a ciblé le muscle Soleus (SOL) et le muscle Tibialis anterior (TA). Les potentiels moteurs évoqués (MEPs) ainsi que les SICIs induits par la TMS, ont été enregistrés pour les différentes conditions expérimentales.

Résultats : Plus la difficulté de la tâche et la perception de la hauteur ont été augmentées et plus les données du COP (distance, surface et temps de déplacement parcourue moyen) ainsi que les amplitudes SICIs ont augmentées (exception pour une amplitude SICI dans le SOL en condition instable). Les amplitudes MEPs ont augmenté avec la difficulté de la tâche mais ont diminuées à l'inverse avec la perception de la hauteur (exception dans le TA en condition instable).

Conclusion : Les résultats démontrent que le contrôle de la posture se fait différemment selon la tâche à effectuer ou l'état physiologique des sujets. L'augmentation de la difficulté de la tâche traduit une facilitation de l'excitabilité cortico-spinale alors que l'augmentation de la hauteur a l'effet inverse. Les mécanismes d'inhibition sont également impliqués dans le contrôle de l'équilibre en situation de stress (on observe une diminution de la SICI) mais les conséquences sur l'excitabilité cortico-spinale ne sont pas déterminées. De futures études sont nécessaires pour confirmer l'influence des SICIs sur les facteurs d'excitabilité du cortex moteur primaire dans le contrôle de l'équilibre.

# 1 Introduction

## 1.1 Contexte et situation initiale

L'équilibre est l'état d'un individu qui maîtrise sa position et ses forces ce qui correspond à maintenir la projection du centre de gravité dans le polygone de sustentation. L'équilibre est indissociable de la posture. La fonction d'équilibration doit permettre soit le maintien de la posture en situation statique malgré des forces contraires, soit l'adaptation permanente des appuis afin d'assurer la poursuite du mouvement en situation dynamique.

L'être humain est capable d'adopter une infinité de postures correspondantes chacune à un état d'équilibre du corps (Bouisset, 1991). La station verticale présente un intérêt particulier car elle correspond à l'attitude fondamentale de l'espèce humaine. Selon Massion (1994), la réalisation de tous les actes quotidiens nécessite en premier lieu de disposer d'une posture stable.

L'équilibre de l'homme ne diffère pas des règles fondamentales de la physique. L'équilibre statique est maintenu lorsque la somme des forces et des moments de forces agissant sur le corps est nulle (Bazergui et al. 2002). D'une part, la force gravitationnelle attire la masse vers le centre de la terre. D'autre part, les forces de réactions soutiennent le corps. Elles sont réparties entre les zones de contacts de l'homme et de l'environnement et peuvent être représentées par une force résultante dont le point d'application est le centre de pression (COP, de l'anglais Center of pressure) (Bernard-Demanze et al. 2004). Dans la réalité, cette situation d'équilibre statique est très rare voire inexistante puisque le corps est en permanence soumis à des perturbations.

L'apparition de plates-formes de force a permis de quantifier plus précisément les oscillations posturales de la station debout immobile : chez le sujet sain, la surface que balaie le COP est extrêmement réduite, proche de  $1 \text{ cm}^2$  (Gagey et Weber, 2004). Sasaki et al. (2002) ont testé plusieurs conditions pour évaluer les caractéristiques des oscillations posturales comme par exemple une situation avec les yeux ouverts, les yeux fermés ou lors d'une stimulation optocinétique. Le stimulateur optocinétique est un appareil qui projette une scène visuelle en mouvement dans une cabine à un patient généralement debout. Il déclenche un nystagmus dans le sens choisi par le thérapeute, entraînant aussi une déviation posturale.

Contrairement à ce qu'on peut imaginer, son but n'est pas de "déstabiliser le plus possible" le malade, mais de provoquer un conflit neurosensoriel thérapeutique.

Les plates-formes de forces verticales, munies de trois ou quatre jauges de contraintes permettent la transformation des informations du COP en un signal électrique (Figure 1).

Différents paramètres sont recueillis :

- La surface décrite par les déplacements du COP des pieds, reflet de la précision du système postural ;
- La longueur parcourue lors de ces déplacements ;
- Les oscillations dans le plan sagittal et dans le plan frontal ;
- Le rapport longueur/surface.

L'obtention de valeurs faibles pour les deux premiers paramètres est un indicateur de bonne stabilité du sujet. La longueur parcourue représente la dépense d'énergie mise en jeu par le sujet pour réguler son équilibre et le rapport longueur/surface, la précision du contrôle postural (Perrin et al., 1993 ; Gagey et Toupet, 1991).

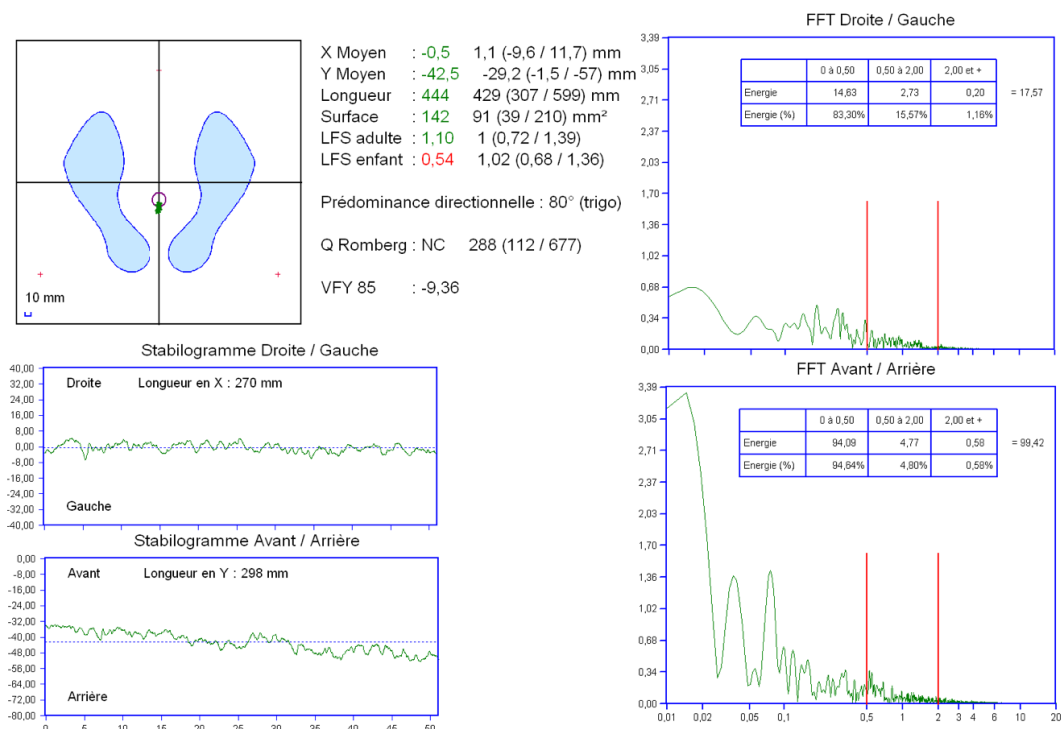


Fig. 1 : Résultat d'une analyse de la posture statique pendant 40 secondes chez un sujet sain avec les yeux ouverts sur une plateforme de force. Issu d'une expérience de Dupui (2014) sur les techniques d'analyse posturo-cinétiques.

Les études se penchent souvent sur les problèmes d'équilibre liés à une pathologie comme la maladie de Parkinson (Bazalgette et all. 1987), de la vieillesse et les risques de chutes (Bloem et all. 2003) mais rarement chez des sujets sains. Nous avons donc essayé d'analyser des situations encore inexplorées par les chercheurs. Pour mieux comprendre le déroulement de l'étude, nous allons introduire les mécanismes principaux qui sont impliqués lors d'un mouvement et plus précisément lors du contrôle postural chez l'homme.

## 1.2 Le mouvement

La capacité d'effectuer un mouvement, comme de bouger le petit doigt ou de mobiliser le corps entier est une chose relativement facile pour la majorité des personnes. Cependant en terme de physiologie, c'est très complexe. Buisset (2002) sépare les mouvements en deux catégories : les mouvements réflexes ou inconscients et les mouvements conscients.

### 1.2.1 Les mouvements conscients

Les mouvements conscients et volontaires relèvent des structures supérieures (tronc cérébral, cervelet, noyaux gris centraux et cortex). Ils sont déclenchés après une représentation mentale de l'action à effectuer (le but à atteindre) dans le cortex moteur. Le modèle général de contrôle moteur volontaire est appuyé par plusieurs observations illustrées par la figure 2.

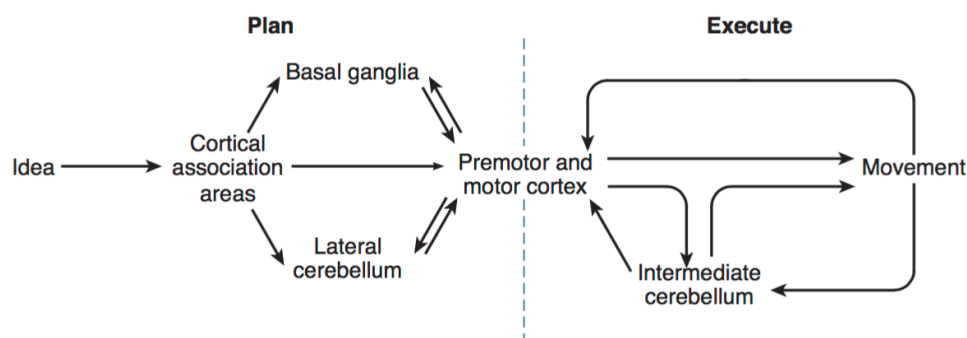


Fig. 2 : Contrôle des mouvements volontaires (Ganong's, 2010)

Les commandes de mouvements volontaires prennent naissance dans les aires d'association corticales. Les mouvements sont planifiés dans le cortex moteur ainsi que dans les noyaux gris centraux. Les fibres nerveuses en provenance des neurones de l'aire motrice primaire filent vers les noyaux moteurs des nerfs crâniens, puis vers la moelle en suivant le faisceau pyramidal. Le faisceau pyramidal transmet de cette manière les ordres pour les mouvements conscients. Le mouvement est déclenché et les feedbacks sensitifs des muscles, des tendons, des articulations et de la peau reviennent directement au cortex moteur pour ajuster et affiner les mouvements.



### 1.2.1.1 Le cortex moteur

Des études récentes suggèrent que le cortex moteur est impliqué dans le contrôle de la posture lors de la position debout (Beloozerova et al., 2003 ; Jacobs et Horak, 2007 ; Taube et al., 2006, 2008). Le cortex pré-moteur interviendrait dans la régulation de la posture, en dictant au cortex moteur une position optimale pour un mouvement donné. L'aire motrice supplémentaire, quant à elle, semble influencer la planification et l'initiation des mouvements en fonction des expériences passées. Le simple fait d'anticiper un mouvement déclenche une transmission nerveuse dans la zone supplémentaire.

Les aires corticales primaires recueillent l'ensemble des neurones qui commande la motricité volontaire et où chaque partie du corps correspond à une région précise. Penfield et Rasmussen (1950) représentent sur cette portion du cortex leur célèbre Homonculus moteur (figure 3). Ils illustrent les différentes régions du corps concernées en prenant en considération celle qui possèdent une motricité fine en les surreprésentant. On distingue que les membres inférieurs (les muscles du mollet et de la cheville) se trouvent à l'aplomb du sillon inter-hémisphérique. C'est principalement cette partie qui nous intéresse pour cette étude.

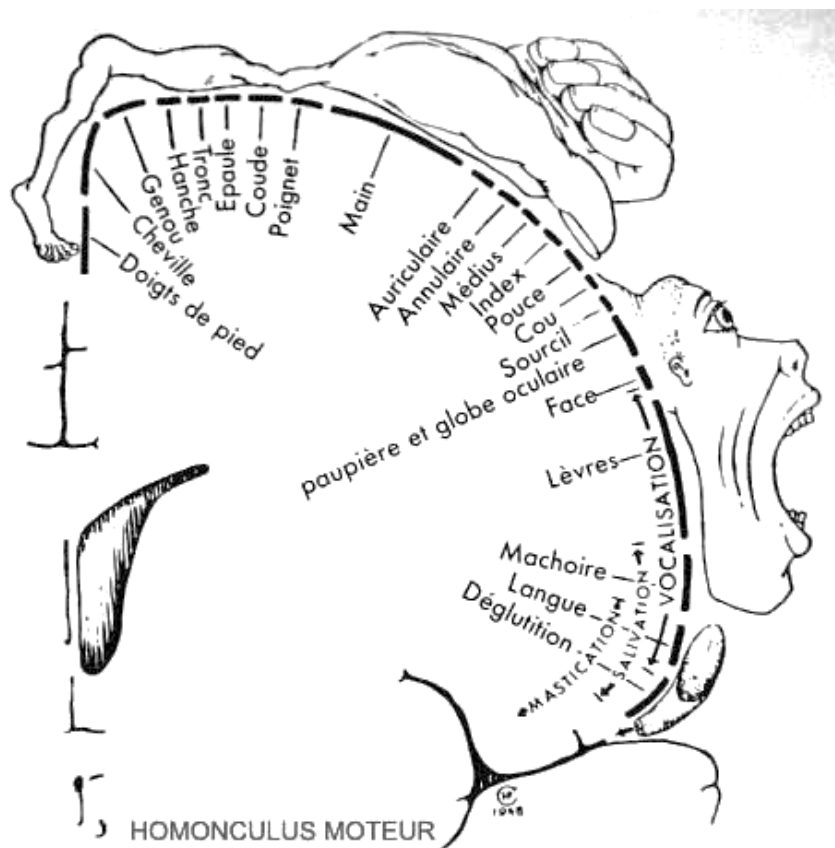


Fig. 3 : Illustration de l'organisation du cortex moteur primaire (M1) selon Penfield et Rasmussen (1950).

L'organisation fonctionnelle de M1 à récemment fait l'objet d'une revue importante (Schieber, 2001). Trois aspects fondamentaux sont ressortis dans le contrôle de la musculature lors de la planification et la réalisation d'un mouvement :

- La convergence cortico-spinale (un même muscle est représenté à plusieurs endroits dans M1) ;
- La divergence cortico-spinale (un endroit dans M1 contrôle plusieurs muscles) ;
- Les connexions horizontales (connexion de muscles synergistes agissant sur plusieurs articulations).

Les muscles ne sont donc pas toujours contractés de la même façon selon le mouvement à exécuter.

### ***1.2.2 Les mouvements inconscients***

Les mouvements inconscients ou réflexes relèvent de la moelle épinière et du tronc cérébral. Ils sont provoqués à la suite d'une stimulation sensorielle indépendante de la volonté. Ils surviennent d'une part très rapidement dans des situations où une réflexion consciente prendrait trop de temps. Les réflexes ont souvent pour but de rétablir l'équilibre du corps et sont principalement des réactions de défense.

## **1.3 Les différents systèmes du contrôle postural**

Concernant le contrôle postural, il n'est pas évident de distinguer ce qui est simplement un ajustement postural (réflexe postural) ou un mouvement volontaire. On comprend bien que le contrôle postural de l'homme est très complexe et consiste en de multiples systèmes sensoriels pour répondre essentiellement à deux fonctions (Horak, 2006). La fonction d'orientation, qui permet au corps de s'orienter dans l'espace et de planifier une action par rapport à son environnement, et la fonction d'équilibration qui permet au corps de maintenir son équilibre. Grâce aux différentes conditions expérimentales, nous allons perturber les différents systèmes pour observer comment les sujets réagissent et contrôlent leur posture. Pour étudier ce phénomène plus en détail, il est nécessaire de rappeler les bases neurophysiologiques et présenter rapidement les différents systèmes importants dans la régulation de l'équilibre.

Que ce soit de manière consciente ou non, il y a toujours trois systèmes qui sont principalement concernés lorsqu'on parle de posture (figure 4). Le système nerveux, le système musculo-squelettique et le système des forces externes (monde extérieur). En cas de déséquilibre, les systèmes sensoriels agissent comme des signaux détecteurs d'erreur qui vont transmettre le message aux effecteurs moteurs pour développer la meilleure stratégie possible.

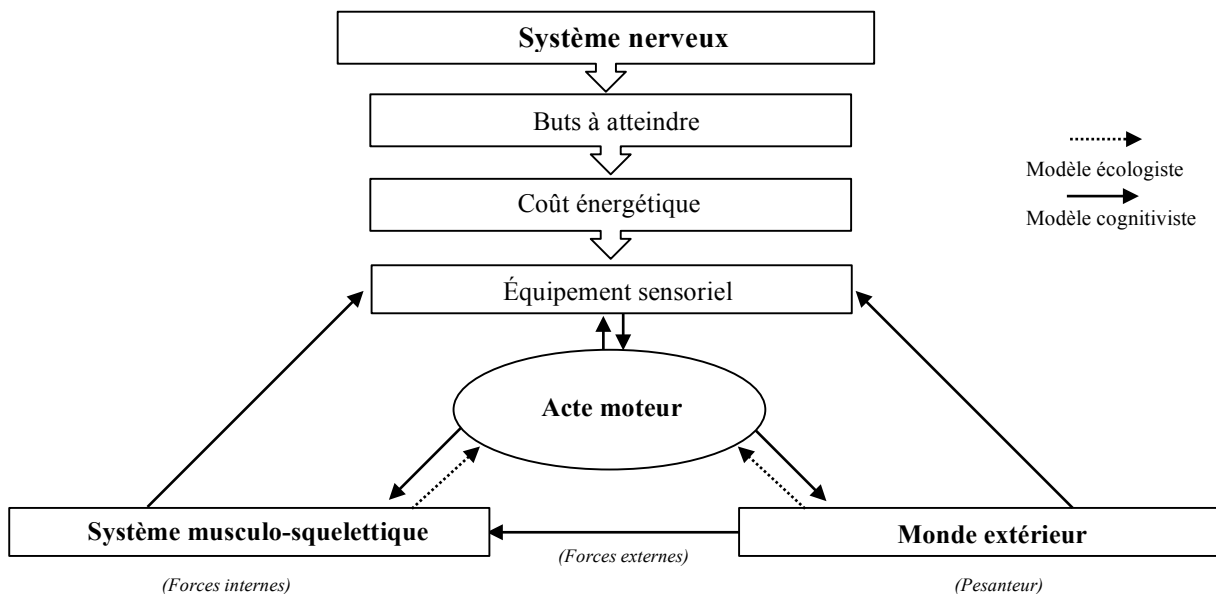


Fig. 4 : Schématisation de l'interaction des systèmes actifs pour la réalisation de l'acte moteur inspiré de Massion (1997). Les flèches indiquent les interactions entre les différents partenaires

### 1.3.1 Le système musculo-squelettique

Le système musculo-squelettique constitue une chaîne de segments articulés et de muscles composés des extenseurs, des fléchisseurs, des abducteurs et des adducteurs. Son rôle est en premier lieu de lutter contre l'action de la pesanteur. A cette fonction s'ajoute celle d'assurer l'interaction entre le corps et l'environnement (Massion et al., 2004). Le degré de liberté des articulations, la forme des segments et la fonction des muscles conditionnent les mouvements possibles. L'homme peut adopter une multitude de postures sur une jambe ou deux jambes, etc., mais nous nous pencherons ici particulièrement sur la posture debout sur deux jambes. Cette posture debout est possible grâce à l'excitation stationnaire d'un certain nombre de muscles qui se contractent (figure 5). La position élevée du centre de gravité ainsi que la faible surface d'appui des pieds font que l'homme n'est jamais totalement stable. Il oscille en permanence pour réguler les déséquilibres.

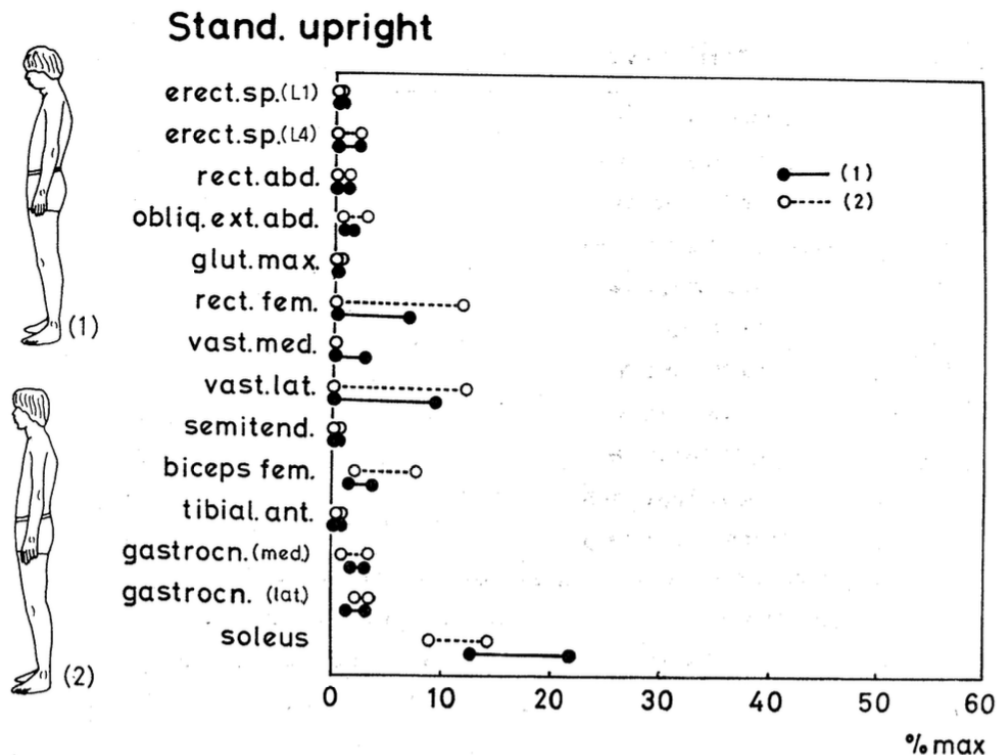


Fig. 5 : Illustration de l'activité électromyographique de la posture debout naturelle (1) et au garde à vous (2) d'après Okada (1972). Les valeurs sont exprimées en pourcentage moyen entre le minimum et le maximum de l'activité relative pour chaque muscle.

On observe qu'en position debout, les principaux muscles activés sont les extenseurs de la cheville (en particulier le Soleus), les extenseurs de la colonne vertébrale et les muscles de la nuque. Ces muscles s'opposent à l'affaissement du corps vers l'avant. A noter que ce ne sont pas les seuls muscles mis en jeu et qu'il existe des variations individuelles. Malgré cela, l'activité électromyographique est faible dans les principaux muscles concernés. La force musculaire est par exemple de 12% à 22% pour le Soleus (SOL) qui est un des muscles les plus actifs (Bouisset & Maton, 1999). La position de l'homme en position debout est donc économique.

Dans cette étude, nous allons mesurer l'activité musculaire du SOL (figure 6b), située en arrière de la jambe et celle du Tibialis anterior (TA), muscle de la loge antérieure de la jambe qui va du bord externe du tibia au bord interne du pied (figure 6a).

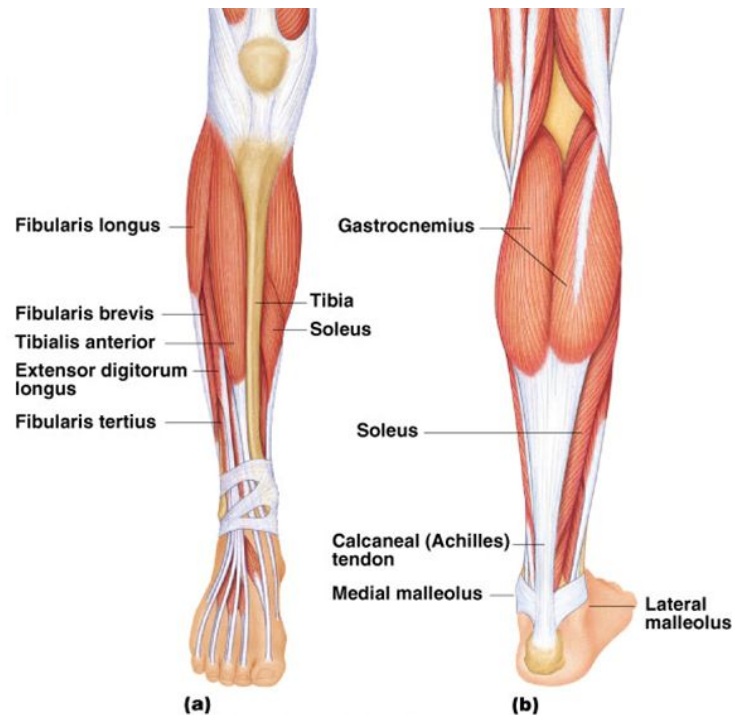


Fig. 6 : Illustration des muscles inférieurs de la jambe

### ***1.3.2 Le système des forces externes***

En dehors de la pesanteur, des forces perturbatrices (monde extérieur) d'origines différentes peuvent être administrées au corps et perturber son équilibre. Il y a deux sources de perturbation ; endogène ou exogène. Les perturbations endogènes interviennent lors de l'exécution d'un mouvement (intérieur) alors que les perturbations exogènes sont déclenchées par la modification de l'appui postural, de l'environnement visuel ou de la modification du système vestibulaire. Dans cette étude, nous testons les effets des forces externes grâce notamment à une plateforme instable et l'augmentation de la hauteur.

### ***1.3.3 Le système nerveux***

Le système nerveux est divisé en système nerveux central (SNC) et système nerveux périphérique (SNP). Le SNC est composé de l'encéphale comprenant le cerveau, le tronc cérébral, et le cervelet (situés dans la boîte crânienne), et de la moelle épinière (située dans le canal rachidien). Son rôle est d'organiser les activités sensori-motrices grâce à trois récepteurs. Les récepteurs proprioceptifs (musculaires, musculo-articulaires et cutanés), les récepteurs vestibulaires (otolithes et canaux semi-circulaires) et les récepteurs visuels (rétine).

Le SNP lui contient tous les autres nerfs ou cellules nerveuses qui ne font pas partie du cerveau et de la moelle spinale.

L'élément de base de toute transmission et traitement de l'information dans le système nerveux est le neurone. Il a la capacité de transformer et transmettre les informations sous la forme de signaux électriques. Lorsqu'un neurone est activé et que la dépolarisation atteint un certain niveau de tension alors il se produit un potentiel d'action. Les informations ne sont pas uniquement transmises à l'intérieur d'un seul neurone mais un transfert vers d'autres cellules doit également avoir lieu. C'est ce qui se passe au niveau des synapses. Quand l'influx parvient au synapse, il se produit une libération de neurotransmetteurs. Deux effets différents peuvent apparaître : une excitation ou une inhibition. Les neurotransmetteurs sont essentiels à la commande de nos sensations et de nos comportements et sont donc très importants.

Normalement, il existe un équilibre entre les différents neurotransmetteurs ce qui permet au corps d'assurer la production d'oscillations permanentes pour réguler sa posture. Le neurotransmetteur exciteur, qui est utilisé pour la transmission de l'influx nerveux des neurones efférents vers les muscles, est l'acétylcholine. Il existe cependant de nombreux autres neurotransmetteurs excitateurs, qui ont chacun une fonction précise. Le neurotransmetteur acide gamma-aminobutyrique (GABA) est lui un inhibiteur car il hyperpolarise les cellules post-synaptiques. Sans lui, les oscillations deviendraient instables ou disparaîtraient (Baker et al., 1999). Les interneurones GABAergiques inhibent les neurones cortico-spinaux et jouent de ce fait un rôle important dans le déroulement de la commande motrice (Di Lazzaro et al., 1998 ; Floeter et Rothwell, 1999).

#### **1.4 La stimulation magnétique transcrânienne**

L'opportunité de pouvoir stimuler le cortex humain de manière efficace et non-invasive a permis un avancement important des connaissances en neuroscience. Plus précisément, grâce à l'introduction de la stimulation magnétique transcrânienne (TMS, de l'anglais Transcranial Magnetic Stimulation). Le TMS active les cellules nerveuses du cerveau et induit un potentiel d'action dans le muscle et nous permet d'étudier le système cortico-spinal. Cette méthode renseigne notamment sur l'état fonctionnel de la voie cortico-spinale et du système nerveux central permettant de mettre en évidence l'état d'excitabilité du cortex, le fonctionnement des réseaux inhibiteurs et facilitateurs intra-corticaux (Cantello et al., 2002 ; Hallett, 2000 ; Kujirai et al., 1993 ; Rothwell, 1998).

Actuellement très peu d'études sont réalisées sur le fonctionnement de l'équilibre chez l'être humain au niveau du système nerveux. Aucune n'a été réalisée avec les changements d'inhibition intra-corticale et des variations de condition à basse et haute hauteur ainsi que lors de changements de la stabilité. C'est pourquoi, nous utilisons le TMS pour clarifier les mécanismes qui entre en jeu dans le contrôle de l'équilibre dans différentes conditions expérimentales. La méthode exacte que nous avons utilisée sera décrite plus loin dans l'étude mais énonçons ici les principes de base :

Lorsque le cône de stimulation est placé correctement au dessus de la région M1 du cortex et que l'intensité des stimulations est suffisamment grande, les neurones de la voie cortico-spinale sont activés. Il en résulte une réponse dans le muscle ciblé qu'on nomme également potentiel moteur évoqué (MEP, de l'anglais Motor Evoked Potential). Les MEPs peuvent être recueillis à l'aide d'électrodes d'enregistrement électromyographique (EMG) de surface. L'amplitude des MEPs obtenue après une TMS nous renseigne sur l'excitabilité de la voie cortico-spinale (Devanne et al., 1997). Comme nous l'avons noté dans les chapitres précédents, nous allons stimuler la région M1 du cortex rattaché à la jambe et recueillir la réponse dans le SOL et le TA. Une augmentation de l'amplitude des MEPs traduit une facilitation de l'excitabilité cortico-spinale, alors qu'une réduction d'amplitude reflète la diminution de cette excitabilité.

Kujirai et al. (1993) ont comparé l'amplitude d'une réponse musculaire obtenue par une simple TMS ( $MEP_{simple}$ ) avec la réponse obtenue d'une double TMS ( $MEP_{double}$ ). Ils ont constaté que si l'intervalle entre les stimulations est de 1 à 5 ms, l'amplitude du  $MEP_{double}$  est diminué par rapport à l'amplitude du  $MEP_{simple}$ . Cette réduction est due à une inhibition de type  $GABA_A$  (Ziemann et al., 1996). Aujourd'hui, les doubles TMS sont utilisées pour mesurer les changements d'inhibitions intra-corticales entre différentes tâches motrices. Si lors d'une tâche donnée, l'activité d'un neurone est plus grande, alors à intensité de TMS égale, on s'attend à recruter une plus grande quantité de neurones cortico-spinaux (donc d'obtenir un MEP de plus grande amplitude).

Il y a plus d'études à ce sujet réalisées dans les muscles distaux et proximaux supérieurs que dans les muscles inférieurs car la SICI y est plus facilement mesurable (Abbruzzese et al., 1999).

### **1.5 Le contrôle de l'équilibre et la hauteur**

Comme cité précédemment, on s'intéresse aux variations du contrôle de l'équilibre provoquées par la réduction de l'instabilité ainsi que celles provoquées par l'augmentation de la hauteur. Ces changements de conditions augmentent le niveau d'anxiété, la peur du vide et la peur de tomber (Horslen et al., 2014 ; Lepicard et al., 2000).

La haute hauteur est donc une menace pour la posture ce qui en modifie le contrôle (Adkin et al., 2000, 2002 ; Davis et al., 2009 ; Carpenter et al., 1999). Selon Adkin et al. (2000), l'amplitude de déplacement du COP diminue et la fréquence de celle-ci augmente de façon linéaire avec l'augmentation de la menace. L'amplitude des déplacements du COP varie également selon l'ordre des tâches présentées (bas VS haut ou haut VS bas). Selon Davis et al. (2009), le COP varie aussi selon la peur des participants. Les sujets qui n'ont pas peur démontrent une diminution de l'amplitude des déplacements du COP avec l'augmentation de la hauteur alors qu'au contraire, ceux qui ont peur démontrent une augmentation de celle-ci avec l'augmentation de la hauteur.

L'augmentation de l'anxiété est également associée à un contrôle de la posture plus conscient (Brown et al., 2002 ; Gage et al., 2003 ; Huffman et al., 2009). Cette observation est confirmée par le fait qu'une seconde tâche cognitive donnée pendant la station debout altère d'avantage le contrôle de la posture, en particulier quand les sujets ont peur de tomber (Maki & McIlroy, 1996). Les mécanismes neuronaux exacts qui provoquent ces changements sont encore peu connus car très peu de recherches ont été effectuées sur le sujet. Dans cette étude, nous allons utiliser la modification de la stabilité et l'augmentation de la hauteur comme facteur externe pour observer si les mouvements posturaux sont provoqués consciemment ou non.

Des études montrent une diminution de l'inhibition cortico-spinale lors d'une contraction volontaire dans le muscle mesuré (Ridding et al., 1995 ; Soto et al., 2006). Soto et al. (2006), n'observent pas de différence d'inhibition entre le fait d'effectuer une tâche volontaire ou la station debout (contrôle de la posture) mais ils observent des changements en passant de la station debout à la station assise.



Il est bien établi que la peur lors de la station debout à haute hauteur augmente l'excitabilité cortico-spinale dans les muscles de la main ainsi que dans les muscles du tronc (Tanaka et al., 2013). C'est toutefois l'activation des muscles de la jambe qui est essentielle pour le contrôle de la posture debout. Plusieurs études indiquent que l'excitabilité des voies moteurs des muscles de la jambe subissent des augmentations significatives en position debout par rapport à la position assise au repos (Goulart et al., 2000 ; Nielsen et al., 1993).

Cela suggère, comme pour les contractions volontaires, que la contraction des muscles de la jambe lors de la posture debout est associée à une augmentation de l'excitabilité marquée de la population des motoneurones spinaux (Schneider et al., 2004).

La méthode qui mesure le réflexe d'Hoffman (H-réflexe) permet de déterminer l'excitabilité spinale. Elle mesure la réponse réflexe, médiée par les fibres nerveuses Ia afférentes proprioceptives qui proviennent des fuseaux neuromusculaires. Plusieurs études ont investigué l'effet de l'anxiété sur le H-réflexe. Sibley et al. (2007) ont observé une diminution de l'amplitude H-réflexe lors de l'augmentation de la hauteur. Carpenter et al. (2004) émettent l'hypothèse qu'il y a un changement dans le mécanisme réflexe spinale sous condition de peur. Une diminution du H-réflexe traduit une diminution de l'excitabilité spinale. Cette méthode n'a pas été utilisée dans notre étude mais il est important pour nous de pouvoir comparer les effets de l'excitabilité spinale obtenus dans les autres études avec ceux de l'excitabilité cortico-spinale.

## 1.6 Buts et questions de recherche

Par conséquent, le but de cette étude est d'examiner les comportements posturaux ainsi que les mécanismes neuronaux impliqués dans le contrôle de l'équilibre dans diverses conditions expérimentales. L'analyse des comportements posturaux de la station debout de personnes en bonne santé est analysée grâce aux données du COP. La TMS permet l'évaluation des mécanismes neuronaux impliqués dans le contrôle de l'équilibre. Les MEPs ainsi que les SICIs qui en résultent mesurent l'excitabilité et/ou l'inhibition de M1. Ils sont enregistrés pour les muscles du SOL et du TA.

Différentes conditions sont mises en place pour induire un sentiment d'instabilité et de changement de perception de la hauteur. Pour vérifier l'état émotionnel des sujets provoqué par la perception de la hauteur, nous utilisons un questionnaire après chaque condition à haute hauteur. Un second questionnaire plus complet vient compléter les analyses à la fin des trois conditions à haute hauteur.

Nous nous attendons à obtenir des valeurs moyennes du COP des trois paramètres mesurés (la distance parcourue, la surface parcourue et le temps de déplacement) plus petites en situation de basse hauteur qu'à haute hauteur et également plus petites dans la position debout supportée que debout libre ou que debout sur un objet instable. Nous émettons également l'hypothèse que les résultats du COP seront liés à l'état émotionnel des sujets et augmenteront donc linéairement en fonction de la peur et de l'anxiété ressentis à haute hauteur.

Finalement, en se basant sur les travaux cités auparavant, nous nous attendons à une augmentation de l'amplitude MEP et une réduction de l'inhibition intra-corticale lorsque la difficulté de la tâche augmente (stable VS instable) et lorsque la hauteur augmente (bas VS haut).

Le but final est de déterminer si l'augmentation des oscillations posturales induites par l'augmentation de la perception de la hauteur et/ou l'augmentation de l'instabilité est due à un changement au niveau des mécanismes de l'inhibition intracortico-spinale. Nous avons fait le choix de travailler sur une population jeune et saine, afin d'écarter les facteurs intrinsèques liés à l'âge pouvant favoriser l'apparition d'un déséquilibre et d'une chute, et nous focaliser sur la chaîne de traitements impliqués dans le maintien de l'équilibre statique.

Voici donc les buts et la question de recherche de l'étude :

- But principal : Le but du projet est de comparer l'équilibre des sujets dans diverses conditions (supportée, libre, instable) à basse hauteur (0.80m) et à haute hauteur (3m20) ainsi que les mécanismes d'inhibitions et l'excitabilité cortico-spinale.
- But secondaire : Des analyses supplémentaires sont réalisées afin d'évaluer l'influence psychologique sur l'équilibre. Notamment la peur de tomber, l'anxiété, la confiance en soi ou la stabilité durant la tâche à haute hauteur.
- Question de recherche : Est-ce que l'augmentation des oscillations posturales induite par l'augmentation de la hauteur et la modification de la stabilité est due à un changement au niveau des mécanismes d'inhibition et/ou à l'excitabilité cortico-spinale chez une personne en bonne santé âgé de 18 à 40 ans ?

Pour résumer, l'organigramme, *en rouge*, ci-dessous illustre comment nous avons fait nos choix méthodologiques afin d'atteindre nos objectifs :

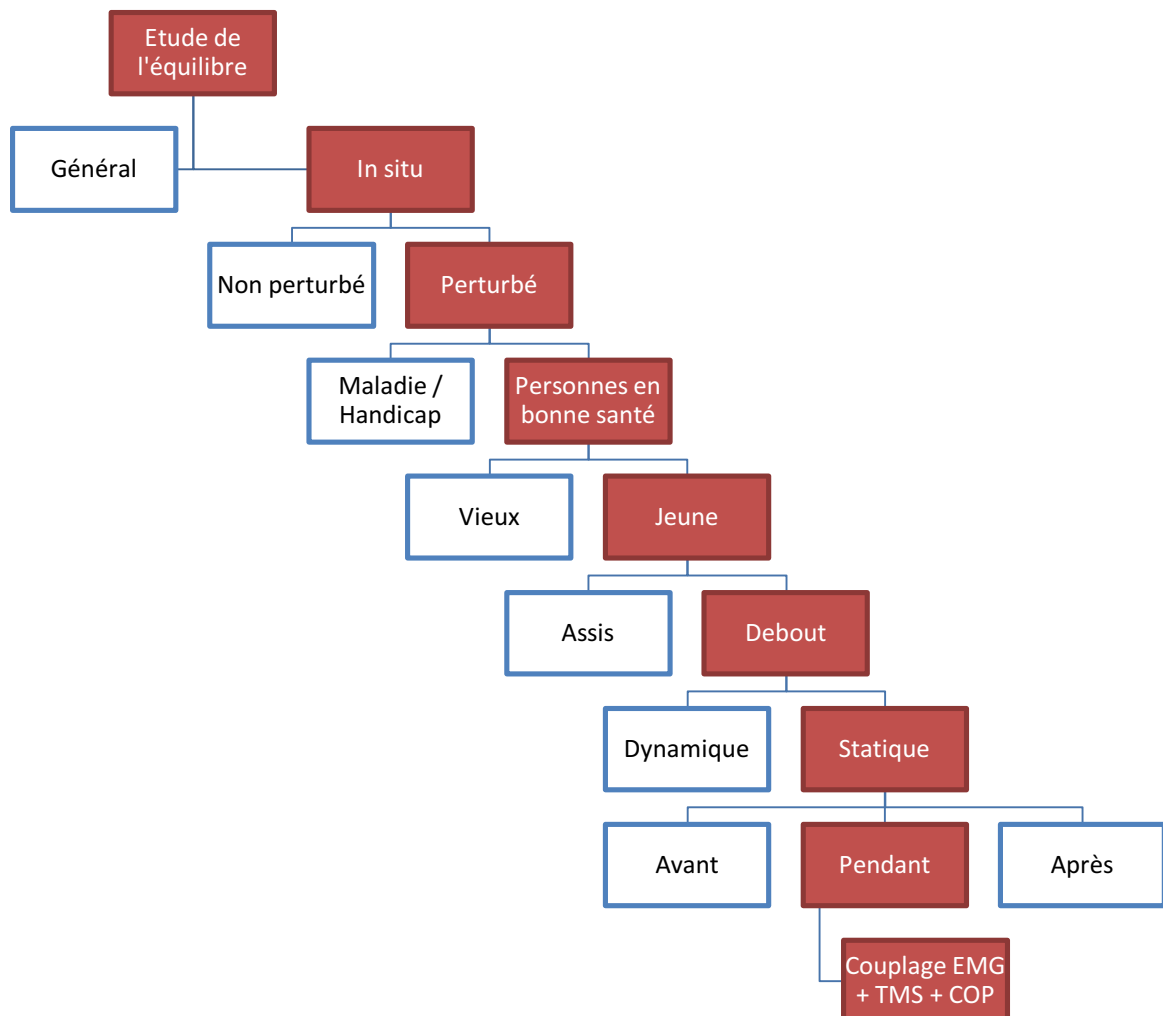


Fig. 7 : Organigramme des choix méthodologiques et contexte de l'étude.

## 2 Méthode

### 2.1 Echantillon

Cette étude a été réalisée auprès de 16 personnes volontaires en bonne santé (9 hommes et 7 femmes, âge =  $29.1 \pm 5$ , taille =  $172.4 \pm 9.8$  cm, poids =  $67.9 \pm 12.1$  kg). Une femme et un homme étaient gauchers. Les personnes qui répondaient au profil d'exigences ont été contactées et informées de la nature de l'étude. Avant la participation, tous les sujets ont dû lire et signer un formulaire de consentement approuvé par l'Université de Fribourg.

### 2.2 Design de recherche

L'étude s'est déroulée sur quatre semaines. La première semaine était consacrée à l'installation de la plateforme et aux premiers tests des instruments de mesures. Les trois autres, à la réalisation de l'expérience. Pour chaque sujet, deux à trois heures de tests étaient nécessaires.

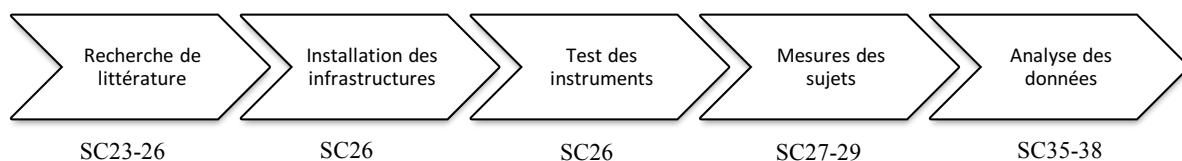


Fig. 8 : Déroulement de l'étude. SC = semaine du calendrier.

### 2.3 Procédure des tests

#### 2.3.1 Conditions d'expériences

Les sujets devaient porter un pantalon court et ils étaient ensuite équipés d'un harnais de sécurité (figure 9).

L'expérience s'est déroulée dans les six conditions suivantes :

1. Debout sur la plateforme à hauteur du sol ;
2. Debout sur une surface instable à hauteur du sol ;
3. Debout sur la plateforme avec le haut du corps supporté par une barre à hauteur du sol ;
4. Debout sur une plateforme à 3m20 du sol ;
5. Debout sur une surface instable à 3m20 du sol ;
6. Debout sur une plateforme avec le haut du corps supporté par une barre à 3m20 du sol.



Fig. 9 : Sujet équipé d'appareils de mesures.

Les pieds étaient serrés l'un contre l'autre (pieds-nus), les bras le long du corps et le regard fixe droit devant (regard fixé sur la croix contre le mur à environ 10 mètres de distance). Pour les conditions 4, 5 et 6, le sujet était élevé à l'aide d'un élévateur hydraulique. A haute hauteur, les sujets étaient assurés par un harnais de sécurité en tout temps avec deux dégaines accrochées dans le dos, reliées à des sangles de manière ce qu'ils ne puissent ni les voir, ni les sentir. L'ordre des six différentes conditions étaient réparties aléatoirement, A : 1, 2, 3, 4, 5, 6 ou B : 4, 5, 6, 1, 2, 3.

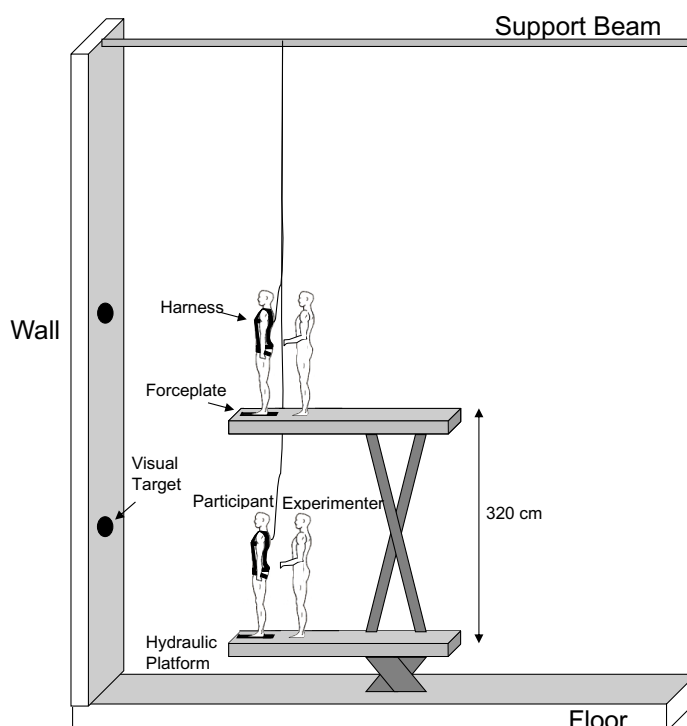


Fig. 10 : Schéma de la disposition de l'étude avec la plateforme à basse hauteur et à haute hauteur.

### 2.3.2 Plateforme de force

Pour les six conditions, le sujet avait les pieds qui reposaient sur une plateforme de force A 508 by 464 mm force plate (OR6-7. Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). Un petit tapis en feutre était intercalé entre la plateforme de force et les pieds du sujet.

Le signal du COP a été échantillonné à 4000Hz.

### **2.3.3 Enregistrement EMG**

L'EMG a été enregistrée pour le TA droit ainsi que pour le SOL droit à l'aide d'électrodes bipolaires collées sur le muscle (Blue sensor P, Ambu®, Bad Nauheim, Germany). L'électrode de référence a été collée sur l'os de la partie médiale du tibia. Pour minimiser l'impédance au contact de la peau de l'électrode, les poils ont été rasés avec un rasoir à sec et la peau nettoyée à l'aide d'alcool. L'EMG a été amplifié (1000 fois) avec une bande passante filtrée (10-1000 Hz). Les MEPs ont été enregistrés à l'aide d'un programme sur ordinateur (LabView® based, National Instruments®, Austin, TX, USA). La norme de référence de l'activité EMG a été enregistrée lorsque le sujet était assis sur une chaise avec les genoux à 90° et une position neutre de la cheville.

Un goniomètre a également été posé sur la cheville droite pour mesurer les changements d'inclinaisons du corps.

### **2.3.4 Questionnaires**

À la fin de chaque condition à haute hauteur, les sujets ont répondu à un questionnaire à propos de leurs émotions afin de vérifier l'effet de la perception de la hauteur et l'augmentation de l'instabilité. Quatre questions étaient posées à chaque fois. La première question portait sur la confiance en soi, la deuxième sur la peur de tomber, la troisième, sur le sentiment de stabilité et la dernière question, sur le niveau d'anxiété des sujets. Les sujets ont répondu aux questions à l'aide d'une échelle allant de 0 à 100. 0 correspondait à « Pas du tout », 50 à « Modérément » et 100 à « extrêmement ».

Après avoir effectué les trois conditions à haute hauteur, les sujets devaient encore remplir un second questionnaire sur l'ensemble des conditions. Les questions étaient similaires aux questionnaires précédents mais complétées par des questions d'ordre général, telles que la perte de concentration, le sentiment de doute, les tremblements, le sentiment d'insécurité ou autres sensations. Les sujets devaient répondre aux questions avec une échelle allant de 1 à 9 ou 1 correspondait à « Je n'ai pas du tout ressenti cela », 5 à « J'ai ressenti cela modérément » et 9 à « J'ai ressenti cela de manière extrême ».

### ***2.3.5 Acquisition des données TMS***

Pour cette étude, la TMS a été délivrée sur le cortex M1 par un appareil de stimulation MagPro X100 avec le stimulateur magnétique MagOption (MagVenture A/S, Farum, Denmark). La bobine de stimulation (D-B80) était en forme de cône, spécifique pour la stimulation des aires inter-hémisphériques et a été appliquée en dessus de la zone corticale spécifique pour les membres inférieurs (à l'aplomb du sillon inter-hémisphérique). Nous avons ciblé le SOL car ce muscle fournit généralement un seuil minimum (SM) bas et a une bonne fiabilité pour les MEPs (Cacchio et al., 2009). Pour localiser l'endroit optimal (hotspot) pour obtenir les MEPs dans le SOL avec la plus grande amplitude, le double cône a été déplacé systématiquement de 0.5cm en dessus de l'aire M1 gauche, en commençant sur le vertex. En règle générale, l'endroit optimal était 0.5cm à 1.5cm en dessous et latéral au vertex. La position idéale a été marquée à trois endroits à l'aide d'un feutre directement sur le crâne du sujet (trois marques réparties en triangle à l'intérieur du cône). Ces points sur le crâne ont permis de pouvoir retirer et remettre le casque avec le cône sans jamais perdre la position idéale exacte. Le hotspot pour le SOL a été réalisé au début du test (Chen et al., 1998), il permet l'obtention d'une réponse d'amplitude maximum pour une intensité minimum de stimulation. Cette acquisition des données permet également l'enregistrement des MEPs dans le TA car l'intensité de celui-ci est plus basse au repos que dans le SOL.

Le SM était l'intensité de stimulation minimal capable de produire une réponse d'environ 50  $\mu$ V d'amplitude dans le SOL au repos ou environ 200  $\mu$ V d'amplitude si le muscle était activé volontairement dans 50% des cas pour dix stimulations consécutives (Rossino et al., 1994).

Une stimulation intra-corticale simple à une intensité de 120% du seuil minimum (SM) a été délivrée pour évaluer les MEPs suivit 5 à 8 secondes plus tard par une stimulation double SICI. La SICI était une stimulation à 80% du SM suivit 2,5ms plus tard d'une stimulation à 120% du SM. Les intervalles et l'intensité de stimulations ont été choisis par rapport au protocole développé par Kujirai et al. (1993) et à l'étude similaire de Papegaaij et al. (2014) ainsi que pour les études pilotes montrant une bonne inhibition avec ces intervalles.

Les doubles chocs TMS exercés sur le cortex (M1) avaient une fréquence inférieure à 1Hz ce qui avait pour effet d'inhiber les neurones visés alors que les chocs simples TMS avaient une fréquence supérieure à 5Hz ce qui avait pour effet d'exciter les neurones visés.

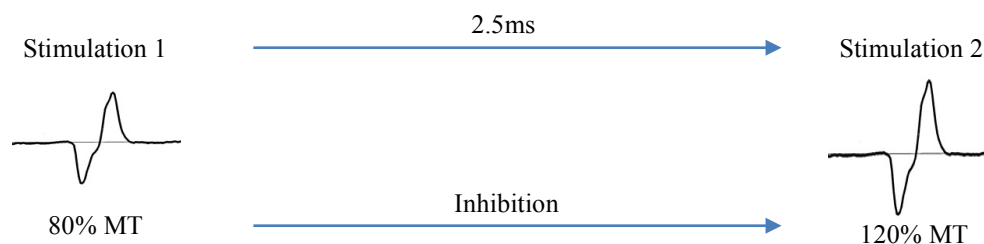


Fig. 11 : Schéma des doubles chocs TMS avec fréquence inférieure à 1Hz

Pour chaque condition, des stimulations simples (MEPs) ainsi que des stimulations doubles (SICIs) ont été envoyées. Un total de vingt stimulations simples et vingt stimulations doubles ont été délivrées pour chaque condition et ont été présentées toutes les 5 à 8 secondes. Les sujets ont eu 5 minutes de pause entre chaque condition et plus si c'était nécessaire.

## 2.4 Outils utilisés

Nous avons utilisé en plus des trois appareils de mesures principaux (TMS, EMG et Plateforme de force), un casque construit sur mesure pour accueillir le cône, un échafaudage muni d'une échelle, un ordinateur relié à trois écrans, du matériels divers d'escalades (baudriers, cordes, dégaines, mousquetons), un protocole de test, deux questionnaires, un rasoir jetable, des électrodes, du produit désinfectant pour la peau et un élévateur hydraulique pour chaque test.

## 2.5 Analyse des données

Les marqueurs pour les amplitudes de stimulations étaient placés en début et fin de l'onde négative afin de déterminer l'amplitude de la réponse. L'amplitude maximale sommet à sommet des MEPs a été enregistrée et calculée ainsi que celles des SICIs. Les SICIs sont exprimés en pourcentage des MEPs de référence.

Le déplacement moyen parcouru, la surface moyenne parcourue ainsi que le temps de déplacement moyen parcouru du COP dans les six conditions ont été calculés et illustrés. Les questionnaires ont été analysés et corrélés aux informations du COP. Ces données ont été utilisées pour juger du degré d'équilibre des sujets. Plus les valeurs du COP étaient élevées et moins l'équilibre des sujets était bon.



### ***2.5.1 Analyses statistiques***

Une statistique descriptive standard a été utilisée pour caractériser les sujets de l'étude. Microsoft Office Excel 2011 pour Mac, version 14.3.9 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) a été utilisé pour analyser les COPs. IBM SPSS Statistics 23.0 a été utilisé pour toutes les analyses statistiques, avec un niveau d'alpha à  $p < 0.05^*$  et  $p < 0.01^{**}$  pour indiquer une signification statistique. Toutes les variables ont été vérifiées pour la distribution normale avant l'analyse avec un test de normalité.

L'analyse principale était une mesure répétée ANOVA de la hauteur (basse, haute) comparée aux trois conditions (libre, supportée et instable) avec les amplitudes des SICIs et des MEPs. Si le test de sphéricité de Mauchly<sup>a</sup> était significatif, nous avons utilisé la correction de Greenhouse-Geisser. Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour confirmer les associations entre les amplitudes COPs (Dt<sub>tot</sub>, St<sub>tot</sub> et Tt<sub>tot</sub>) et les résultats du questionnaire.

### 3 Résultats

Les sujets de l'étude sont décrits dans le tableau 1. Pour deux participants, le SM était trop élevé et nous avons dû arrêter les tests et chez une personne les mesures de la SICI n'étaient pas valables. Pour deux autres participants, les résultats du COP présentaient également des valeurs erronées et ont dû être supprimées des analyses.

*Tab. 1 : Description des sujets de l'étude.*

	N (f/h)	Age (année)	Taille (m)	Poids (kg)	rSM80% (watt)
<b>Test de l'équilibre</b>	11 (4/7)	29.08±4.71	1.74±0.04	69.75±12.87	48.58±7.39
<b>Test des amplitudes SICI</b>	13 (5/8)	28.64±5.11	1.72±0.10	67.14±12.07	47.14±7.21

*Précision.* Toutes les valeurs sont des valeurs moyennes ± Ecart type mentionné. N=nombre de sujet ; f=femme ; h=homme. rSM80%= 80% du seuil minimum.

#### 3.1 COP

La figure 12 illustre les résultats du COP pour la distance moyenne parcourue pour les trois conditions à basse et à haute hauteur. La distance parcourue est toujours plus grande lorsque le sujet se trouve à haute hauteur qu'à basse hauteur dans les trois conditions. Les valeurs moyennes dans la condition supportée sont entre 79.3cm et 101.4cm et entre 157.9cm et 270.2cm dans la condition libre. C'est environ 84% de moins que pour la condition instable (valeur moyenne de la distance parcourue entre 293.3cm et 666.2cm).

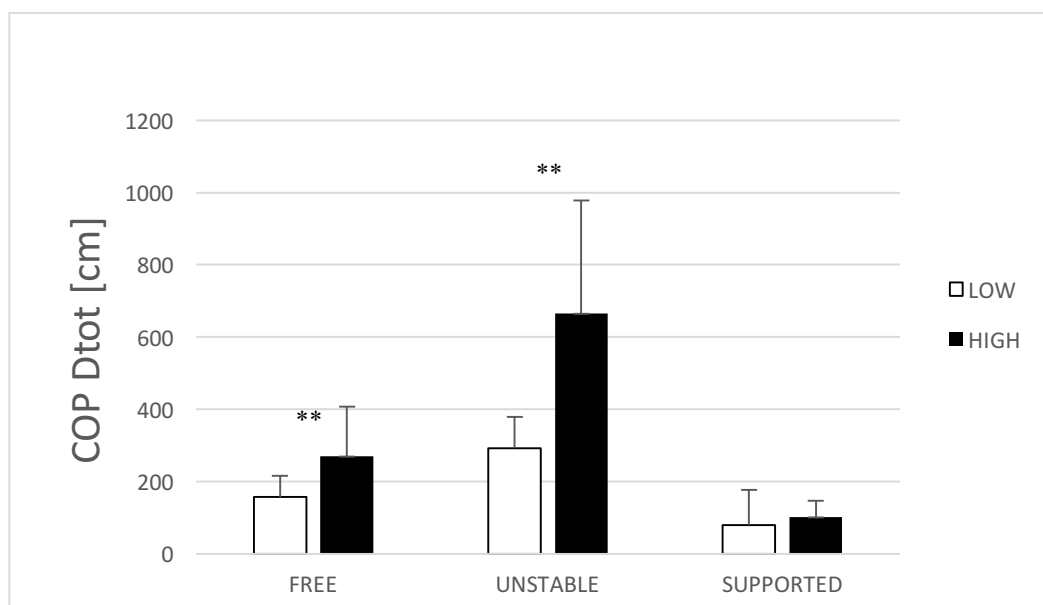


Fig. 12 : Graphique du COP Dtot [cm]. \*\*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur( $p<0.01$ ).

Pour la condition libre, la différence de hauteur est significative ( $p=0.002$ ) ainsi que dans la condition instable ( $p=0.00$ ) mais pas pour la condition supportée ( $p=0.16$ ). La condition où les sujets ont effectué le moins de distance est la condition supportée à basse hauteur et celle où les sujets ont effectué la plus longue distance est la condition instable à haute hauteur.

La figure 13 illustre le COP de la surface moyenne parcourue des sujets dans chaque condition à basse et à haute hauteur. La surface représente la moyenne de l'aire totale parcourue par les sujets. Les résultats sont similaires à ceux obtenues pour la figure 12. Les valeurs moyennes dans la condition supportée sont de  $0.76\text{cm}^2$  et entre  $1.26\text{cm}^2$  et  $3.90\text{cm}^2$  dans la condition libre. C'est environ 89% de moins que pour la condition instable (valeur moyenne de la surface parcourue entre  $3.21\text{cm}^2$  et  $12.12\text{cm}^2$ ). Pour la condition libre, la différence de hauteur est significative ( $p=0.002$ ) ainsi que dans la condition instable ( $p=0.004$ ) mais pratiquement inexistante pour la condition supportée ( $p=0.50$ ). La condition où les sujets ont parcouru la moins grande surface est la condition supportée à basse hauteur et celle où les sujets ont parcouru la plus grande surface est la condition instable à haute hauteur. On remarque également un grand écart type dans la condition instable ( $\pm 11.3$ ).

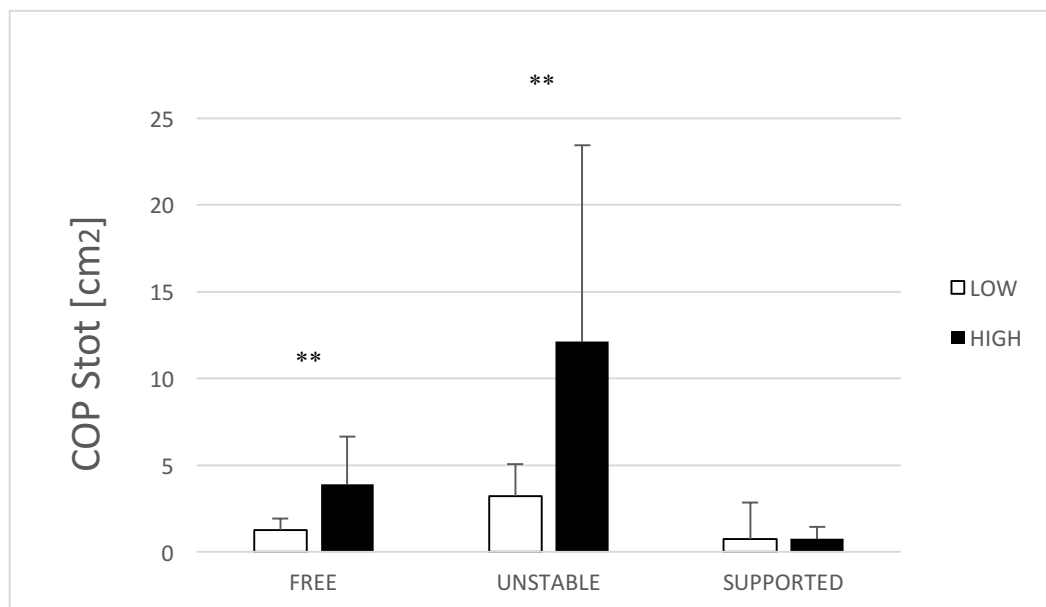


Fig. 13 : Graphique du COP Stot [ $\text{cm}^2$ ]. \*\*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur ( $p < 0.01$ ).

La figure 14 illustre le temps de déplacement moyen effectué par les sujets pour les trois conditions à basse et à haute hauteur. Ces résultats sont proportionnels à la distance et à la surface parcourue moyenne. Il y a toujours un temps de déplacement plus long à haute hauteur dans les trois conditions. Les comparaisons des T-tests relèvent des différences significatives dans toutes les conditions ; libre ( $p=0.002$ ), instable ( $p=0.00$ ) et supportée ( $p=0.05$ ). Les valeurs moyennes dans la condition supportée sont entre 0.40s et 0.55s et entre 0.86s et 1.48s dans la condition libre. C'est environ 84% de moins que pour la condition instable (valeur moyenne du temps de déplacement entre 1.60s et 3.64s).

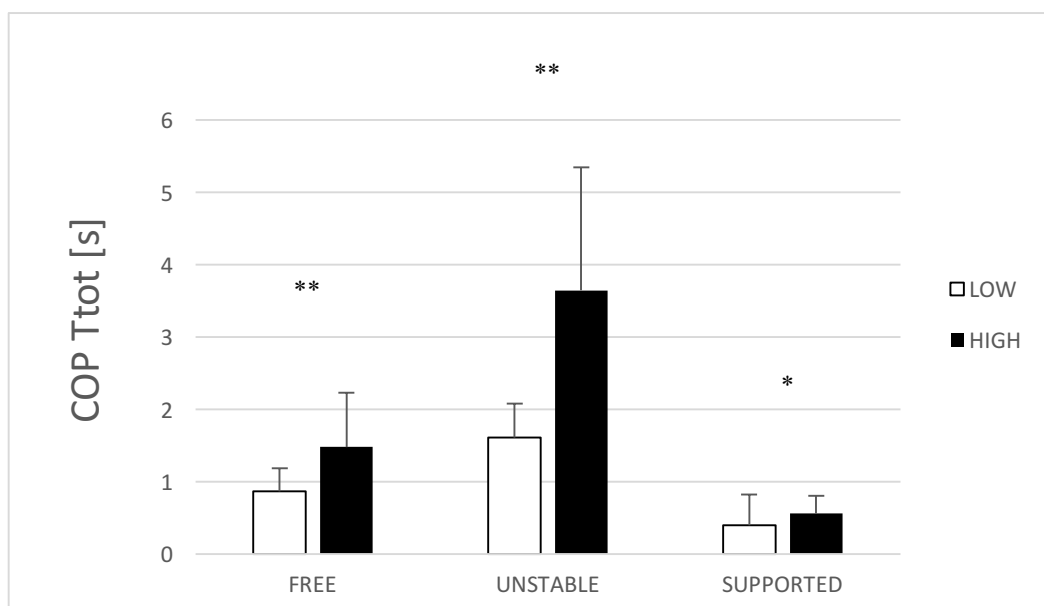


Fig. 14 : Graphique du COP Ttot [s]. \*\*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur( $p<0.01$ ). \*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur( $p<0.05$ ).

### 3.2 Réponses psychologiques

Les résultats du questionnaire ont été comparés lors des différentes conditions ainsi qu'avec les données du COP pour la distance totale parcourue. Les résultats sont illustrés dans les deux tableaux (Tab. 2 et Tab. 3) et sur le graphique (figure 15) ci-dessous. On observe une corrélation significative entre la peur et le rapport du COP Dtot dans toutes les conditions.

*Tab. 2 : Comparaison du sentiment de peur avec le rapport du COP Dtot des trois conditions*

Sentiment de peur	%FREE	%UNST	%SUPP
p-value	0.048*	0.002**	0.013*
corrélation	0.581	0.797	0.689

*Précision.* \*\*Différence significative ( $p < 0.01$ ). \*Différence significative ( $p < 0.05$ ). Corrélation = coefficient ( $r$ ) de corrélation de Pearson. %FREE = rapport COP HH/LH condition libre ; %UNST = rapport COP HH/LH condition instable ; %SUPP = rapport COP HH/LH condition supportée.

Les résultats du questionnaire entre la condition libre et la condition instable à haute hauteur démontrent toujours une différence significative pour les sentiments de confiance, pour la peur et pour la stabilité. Entre la condition libre et la condition supportée, on observe seulement une différence significative pour le sentiment de peur. C'est la même chose entre la condition supportée et la condition instable. La peur est donc le sentiment qui est le plus affecté par les changements de condition.

*Tab. 3 : Comparaison des trois conditions testées à haute hauteur et les résultats du questionnaire.*

Sentiment de confiance	FREE-UNST	FREE-SUPP	SUPP-UNST
p-value	0.001**	0.588	0.414
corrélation	0.764	0.152	0.228
<b>Sentiment de peur</b>			
p-value	0.000**	0.030*	0.034*
corrélation	0.882	0.559	0.550
<b>Sentiment de stabilité</b>			
p-value	0.011*	0.357	0.800
corrélation	0.635	0.256	0.072

*Précision.* \*\*Différence significative ( $p < 0.01$ ). \*Différence significative ( $p < 0.05$ ). Corrélation = coefficient ( $r$ ) de corrélation de Pearson. FREE = condition libre ; UNST = condition instable ; SUPP= condition supportée.

La figure 15 illustre les réponses du questionnaire posées après chaque condition à hauteurs (libre, instable et supportée).

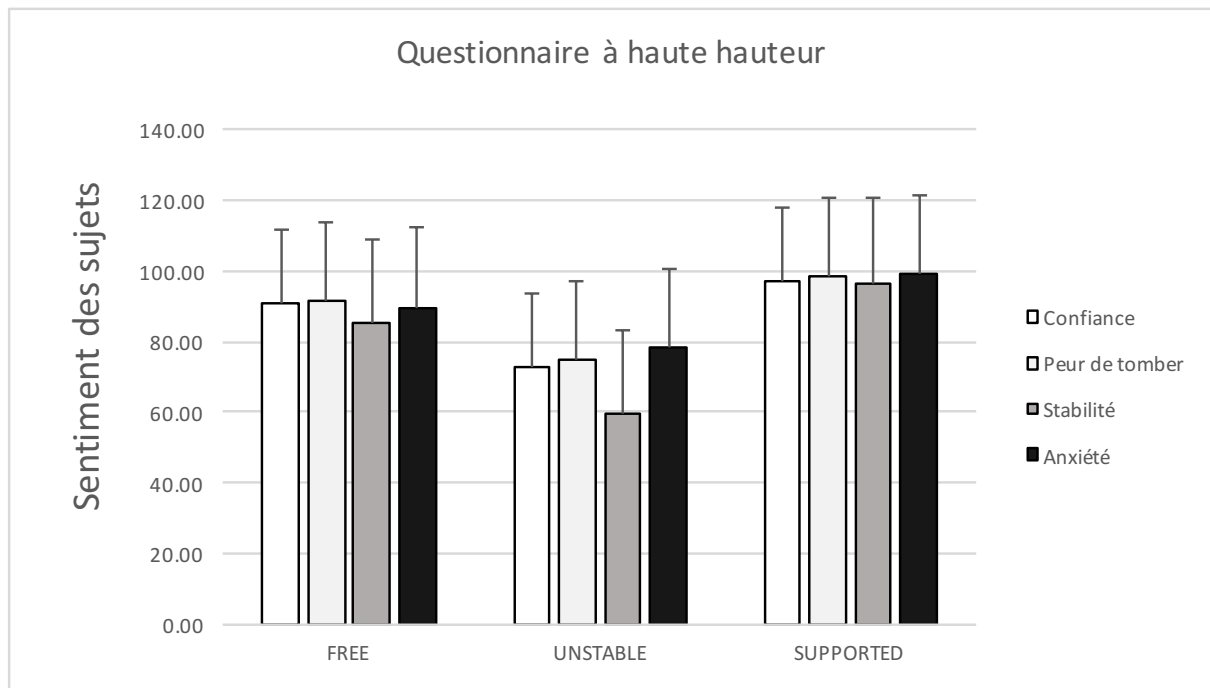


Fig. 15 : Graphique des réponses du questionnaire. Confiance : 0 = pas confiance du tout, 100 = tout à fait confiance. Peur de tomber : 0 = très peur de tomber, 100 = pas du tout peur. Stabilité : 0 = pas du tout stable, 100 = très stable. Anxiété : 0 = pas du tout anxieux, 100 = très anxieux.

On peut observer que les sujets sont plus en confiance, plus stable et ont le moins peur lors de la condition supportée (valeur comprise entre 96.67 et 99.00). Ils obtiennent également des meilleurs résultats lors de la condition libre (valeur comprise entre 85.00 et 91.67) à comparer de la condition instable (valeur comprise entre 59.33 et 78.30). Le sentiment de stabilité est le facteur qui est toujours le plus faible et qui décroît le plus pendant la condition instable. Les quatre facteurs psychologiques décroissent proportionnellement selon la difficulté de la tâche. Malgré la haute hauteur, l'anxiété est pratiquement inexistante dans la condition supportée (99) et relativement basse dans la condition libre (85) mais décroît (78.3) dans la condition instable.

Les effets de la perception de la hauteur sont minimes sur les effets psychologiques, c'est la difficulté de la tâche qui influence le plus les résultats.

### 3.3 TMS

Les résultats de la TMS sont illustrés à la figure 16. Les amplitudes SICIs sont exprimées en pourcentage des amplitudes MEPs. De façon générale, le muscle TA a des amplitudes MEPs et SICIs plus basses dans toutes les conditions par rapport au muscle SOL.

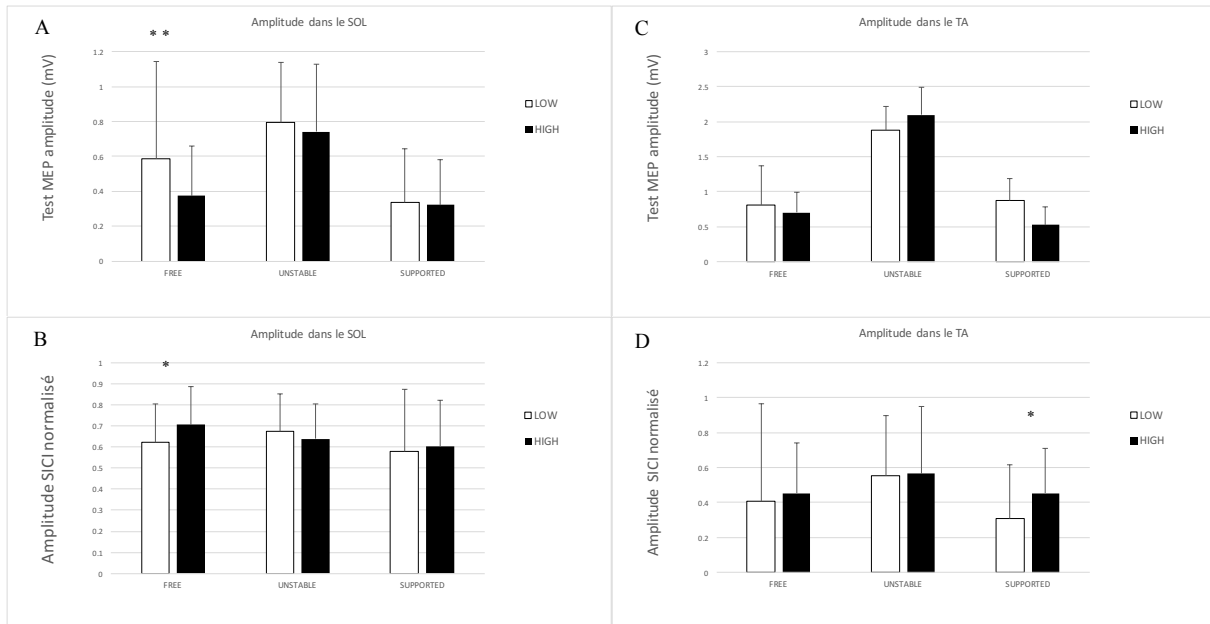


Fig. 16 : Groupe de données entre les conditions à basse et haute hauteur pour les amplitudes MEPs dans le SOL (A) et dans le TA (B) ainsi que les amplitudes SICIs dans le SOL (C) et dans le TA (D). \*\*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur ( $p < 0.01$ ). \*Différence significative entre la condition à basse hauteur et à haute hauteur ( $p < 0.05$ ).

L'analyse de variance (ANOVA) des MEPs du SOL et du TA illustre une différence significative ainsi qu'une interaction entre la hauteur et l'équilibre. SOL : HAUTEUR ( $F_{1, 13} = 7.036$  ;  $p = 0.020^*$ ), EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 0.40$  ;  $p = 0.00^{**}$ ), et HAUTEUR  $\times$  EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 16.23$  ;  $p = 0.00^{**}$ ). TA : HAUTEUR ( $F_{1, 13} = 8.80$  ;  $p = 0.011^*$ ), EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 6.131$  ;  $p = 0.007^{**}$ ), et HAUTEUR  $\times$  EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 9.47$  ;  $p = 0.00^{**}$ ).

L'ANOVA révèle aucune différence pour les amplitudes des SICIs dans le SOL entre la hauteur et l'équilibre : HAUTEUR ( $F_{1, 13} = 0.644$  ;  $p = 0.437$ ), EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 0.05$  ;  $p = 0.951$ ), et HAUTEUR  $\times$  EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 5.23$  ;  $p = 0.12$ ) mais une interaction significative entre la hauteur et l'équilibre pour les amplitudes SICIs dans le TA : HAUTEUR ( $F_{1, 13} = 0.018$  ;  $p = 0.896$ ), EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 0.465$  ;  $p = 0.633$ ), et HAUTEUR  $\times$  EQUILIBRE ( $F_{2, 26} = 9.327$  ;  $p = 0.001^*$ ).

Une augmentation de l'amplitude des SICIs traduit une diminution de l'inhibition.

La figure 17 illustre le pourcentage d'amplitude entre la basse hauteur et la haute hauteur des MEPs et des SICIs dans le SOL dans les trois conditions.

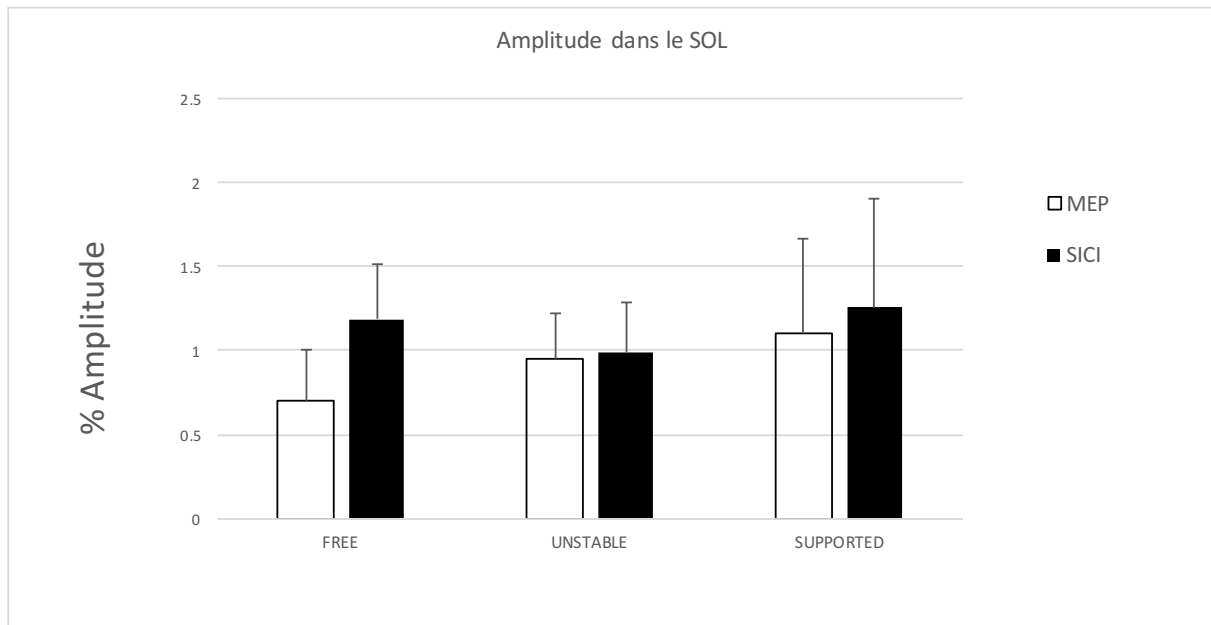


Fig. 17 : MEP = Amplitude MEP du SOL à haute hauteur / amplitude MEP du SOL à basse hauteur. SICI = Amplitude SICI du SOL à haute hauteur / amplitude SICI du SOL à basse hauteur.

Le pourcentage d'amplitude SICI dans le SOL est plus haut que celle des amplitudes MEPs dans les trois conditions. La plus grande différence est à observer dans la condition libre, le pourcentage de SICI est de 1.18mV alors que celui des MEPs est de 0.70mV. Les résultats sont similaires dans le TA sauf pour la condition instable où le pourcentage d'amplitude des MEPs (1.30mV) est plus grande que celle des SICIs (1.13mV) (figure 18).



La figure 18 illustre le pourcentage d'amplitude entre la basse hauteur et la haute hauteur des MEPs et des SICIs dans le TA dans les trois conditions.

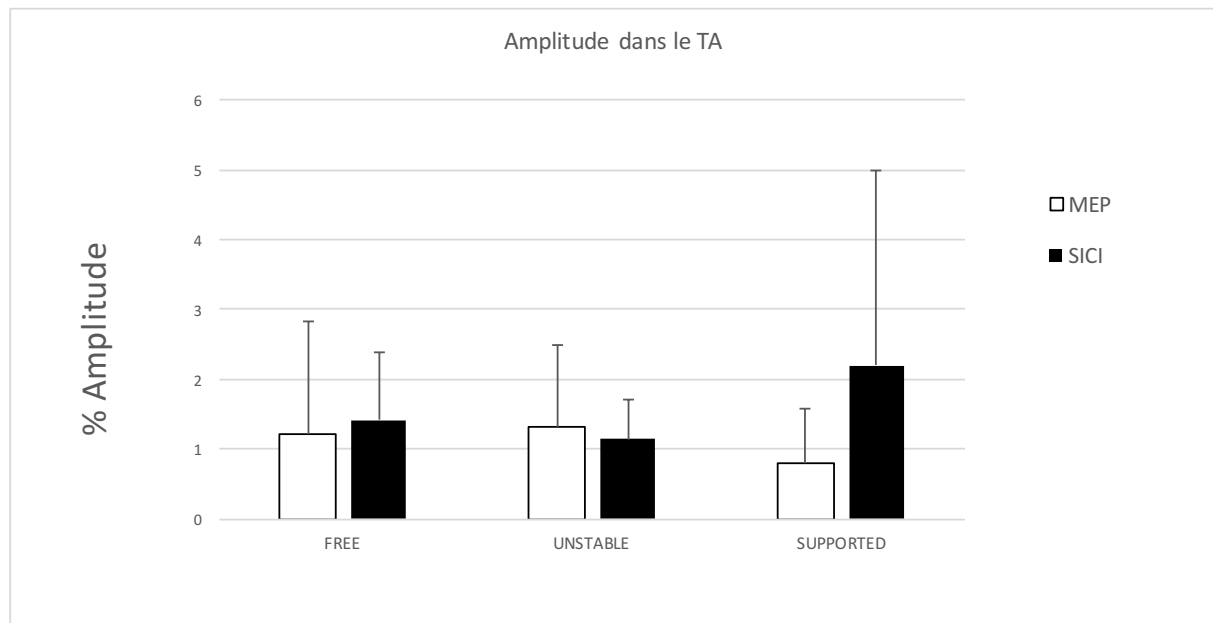


Fig. 18 : MEP = Amplitude MEP du TA à haute hauteur / amplitude MEP du TA à basse hauteur. SICI = Amplitude SICI du TA à haute hauteur / amplitude SICI du TA à basse hauteur.

La figure 19 démontre qu'il n'y a pas de corrélation entre les SICIs et le temps de déplacement du centre de pression (COPT<sub>tot</sub>) entre la condition libre et la condition instable.

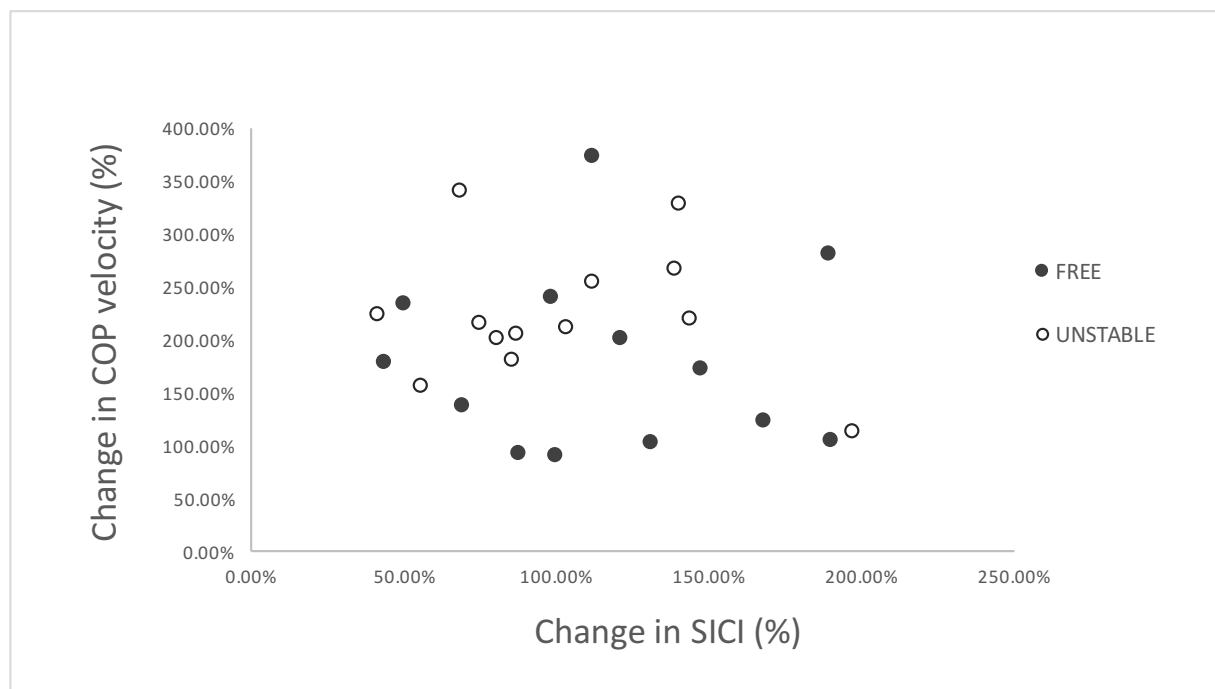


Fig. 19 : Corrélation entre les pourcentages de changements dans la SICI et le COP (T<sub>tot</sub>) entre les conditions à haute hauteur et à basse hauteur.

## 4 Discussion et conclusions

C'est la première fois qu'une étude est réalisée pour observer les effets provoqués sur l'équilibre, l'excitabilité cortico-spinale et les systèmes d'inhibition intra-corticale, en variant différentes hauteurs et différentes conditions sensorielles.

### 4.1 Équilibre et effets psychologiques

Les résultats confirment les hypothèses avancées sur l'équilibre avec les données du COP et les résultats du questionnaire. Une augmentation des oscillations du COP était attendue ainsi qu'une augmentation des effets psychologiques (peur de tomber, perte de confiance en soi, sentiment d'instabilité et anxiété) en lien avec l'augmentation de la hauteur et de l'instabilité. Les résultats sont contraires aux études réalisées auparavant sur l'effet de la hauteur et les réactions émotionnelles (Davis et al., 2009 ; Carpenter et al., 2001 ; Cleworth et al., 2012). Seul l'étude de Davis et al. (2009) obtient également une augmentation de l'amplitude des déplacements du COP lors de l'augmentation de la hauteur si elle est accompagnée du sentiment de peur.

Les deux perturbations (augmentation de la difficulté de la tâche ou l'augmentation de la hauteur) ont un effet sur l'équilibre et le contrôle de la posture. Les valeurs du COP, que ce soit pour la distance, la surface ou la vitesse de déplacement totale parcourue par les sujets sont plus basses en condition à basse hauteur qu'à haute hauteur et également plus faibles dans la position debout supportée à comparer à debout libre ou à debout sur une plateforme instable.

Les données du questionnaire viennent également appuyer les résultats du COP : plus la difficulté de la tâche augmente et plus les facteurs émotionnels tels que la peur de tomber, le manque de confiance ou le sentiment d'instabilité augmentent.

La figure 20 ci-dessous illustre les effets de l'augmentation de la hauteur et de l'instabilité sur le COP.

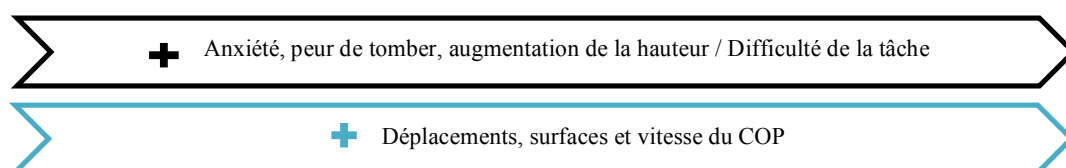


Fig. 20 : Résumé de l'effet de l'anxiété, la peur de tomber, l'augmentation de la hauteur et l'augmentation de la difficulté de la tâche sur les oscillations du COP.

## 4.2 Excitabilité cortico-spinale et inhibition

### 4.2.1 Les effets de la modification de la hauteur

Les effets attendus sur les amplitudes MEPs et les inhibitions intra-corticales lors de l'augmentation de la hauteur ne correspondent pas tout à fait à nos attentes. Les hypothèses étaient que plus la hauteur augmente et plus les inhibitions baissent pendant que les amplitudes MEPs devaient augmenter. Cependant, l'augmentation de la hauteur implique une diminution de l'amplitude MEP dans toutes les conditions que ce soit pour le muscle SOL ou pour le muscle TA. La seule exception est lors de la condition instable pour le TA. La SICI elle diminue à haute hauteur à comparer de celle à basse hauteur dans toutes les conditions pour le SOL et le TA avec une exception lors de la condition instable (dans le SOL). L'analyse de variance de la SICI confirme seulement une interaction entre la hauteur et l'équilibre dans le TA mais pas dans le SOL.

Il y a des débats à propos de la relation entre la modulation de la SICI et l'augmentation des amplitudes MEPs (Nikolova et al., 2006). Les présents résultats sont cohérents avec l'idée que la modulation de la SICI ne conduit pas forcément à l'augmentation de l'excitabilité cortico-spinale (Reis et al., 2008).

La figure 21 ci-dessous illustre les effets de la modification de la hauteur sur les excitabilités cortico-spinales et les inhibitions.

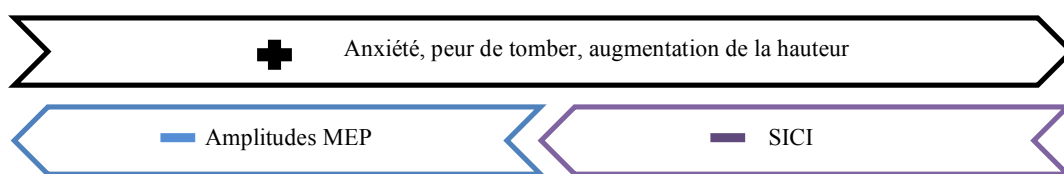


Fig. 21 : Résumé de l'effet de l'anxiété, la peur de tomber et l'augmentation de la hauteur sur l'amplitude MEP et la SICI pour le SOL et le TA.

#### ***4.2.2 Les effets de la modification de la stabilité***

Lors de l'augmentation de l'instabilité, l'hypothèse concernant les SICIs et les MEPs a été vérifiée. L'inhibition a diminuée dans le SOL et dans le TA dans toutes les conditions plus l'instabilité a augmenté. Des études sur les activités volontaires et l'influence de la vieillesse sous différentes conditions sensorielles obtiennent des résultats qui vont dans le même sens que les nôtres. Papegaaij et al. (2016) observent une baisse de l'inhibition lors de la présence d'un challenge pour le contrôle de la posture qui s'amplifie encore avec l'augmentation de l'âge. Une réduction de la SICI proportionnelle à l'augmentation de la difficulté de la tâche est associée à une plus grande amplitude de déplacement du COP. La réduction de la SICI augmenterait l'excitabilité de M1 et par conséquent le nombre de solutions moteurs disponibles (Papegaaij et al., 2004).

À l'inverse, les amplitudes MEPs ont augmenté dans le SOL et dans le TA dans toutes les conditions avec la difficulté de la tâche, comme pronostiqué. Il y a une différence inverse minime dans le TA entre la condition supportée (0.87mV) à comparer de la condition libre (0.81mV).

Une augmentation des MEPs traduit une facilitation de l'excitation cortico-spinale qui pourrait expliquer la facilitation de l'excitabilité de M1 proposé par Papegaaij et al. (2004). L'étude de Tokuno et al. (2009) quant à elle, a observé des résultats contraires aux nôtres concernant les amplitudes MEPs. Elles ont diminué dans le SOL et dans le TA lorsque les sujets passaient de la condition supportée à la condition debout libre, donc lorsque le contrôle de la posture devenait plus important. Ils ont également observé une augmentation du H-réflexe en passant de la station supportée à la station debout libre. Ils en déduisent donc que l'augmentation de l'excitabilité cortico-spinale n'est probablement pas impliquée dans les oscillations du contrôle postural mais que le contrôle de l'équilibre serait contrôlé plutôt au niveau spinal et/ou au niveau sous-cortical.

Les résultats de Hoffman et Koceja (1995), soutiennent d'avantage nos résultats et expliqueraient le lien entre la diminution de l'excitabilité spinale et la facilitation des excitations cortico-spinales lors de la régulation de la posture (sans effet de la hauteur). Ils ont observé une diminution du H-réflexe plus le besoin de rétablir la posture était important (yeux fermés VS yeux ouverts).

L'effet du H-réflexe aurait pu nous permettre de déterminer si l'augmentation de l'excitabilité cortico-spinale venait du cortex moteur et/ou plutôt de l'excitabilité spinale mais nous n'avons pas utilisé cette méthode. Cependant, l'étude de Sibley et al. (2007) démontre que quand le H-réflexe diminue, l'amplitude MEP augmente. On peut donc déduire que l'excitabilité cortico-spinale vient de l'excitabilité du cortex moteur.

Par contre, le manque de littérature ne nous permet pas de tirer des conclusions sur l'influence des inhibitions lors du contrôle de la posture ni de faire de lien avec l'excitabilité cortico-spinale. On observe une diminution de la SICI lors de l'augmentation de la hauteur et de l'instabilité ce qui veut dire qu'elle est impliquée dans le contrôle de l'équilibre en situation de stress mais nous n'avons pas plus d'informations sur l'effet de l'inhibition.

De manière générale, les amplitudes MEPs sont plus grandes dans le muscle TA dans toutes les situations à comparer de celles du muscle SOL. Ces différences peuvent être dues au fait que le SOL est déjà plus impliqué en position debout et a donc une moins grande variation possible.

La figure 22 ci-dessous illustre les effets de la modification de la difficulté de la tâche sur les excitabilités cortico-spinales et les inhibitions.

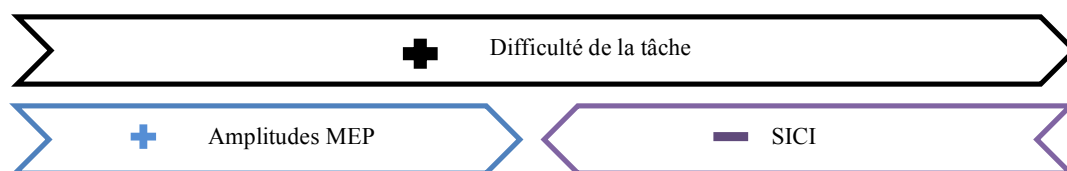


Fig. 22 : Résumé de l'effet de l'augmentation de la difficulté de la tâche sur l'amplitude MEP et la SICI pour le SOL et le TA

### 4.3 Limite de l'étude

Adkin et al. (2000) prouvent que l'ordre de passage des conditions testées (de bas en haut ou de haut en bas) a un effet sur les déplacements et la fréquence du COP. Nous avons appliqué un ordre de passage aléatoire entre les conditions à basse ou à haute hauteur et nous n'avons pas analysé les résultats séparément entre les deux différents groupes pour observer s'il y avait eu des différences.

Une autre limite de l'étude était la hauteur de la condition surélevée. Les sujets ne ressentaient pas de sentiment de peur très prononcé lorsqu'ils étaient en haut de la plateforme à trois mètres du sol. Il aurait fallu encore augmenter la hauteur de deux ou trois mètres pour obtenir les effets souhaités.

### 4.4 Conclusions

Cette étude révèle que les participants sains réduisent leurs excitabilités cortico-spinales en présence d'une menace posturale imposée par la station debout au bord d'une plate-forme surélevée mais pas par l'augmentation de la difficulté de la tâche. L'augmentation de la hauteur et de l'instabilité sont associées à l'augmentation de la vitesse, la surface et la distance de déplacement du COP. Les circuits moteurs qui contrôlent les muscles de la jambe lors du contrôle postural sont modulés différemment selon le contexte. La diminution de l'inhibition intracortico-spinale est impliquée dans le contrôle de l'équilibre en situation de stress ou d'instabilité, mais d'autres études sont nécessaires pour clarifier les mécanismes de régulation de l'équilibre chez l'homme.

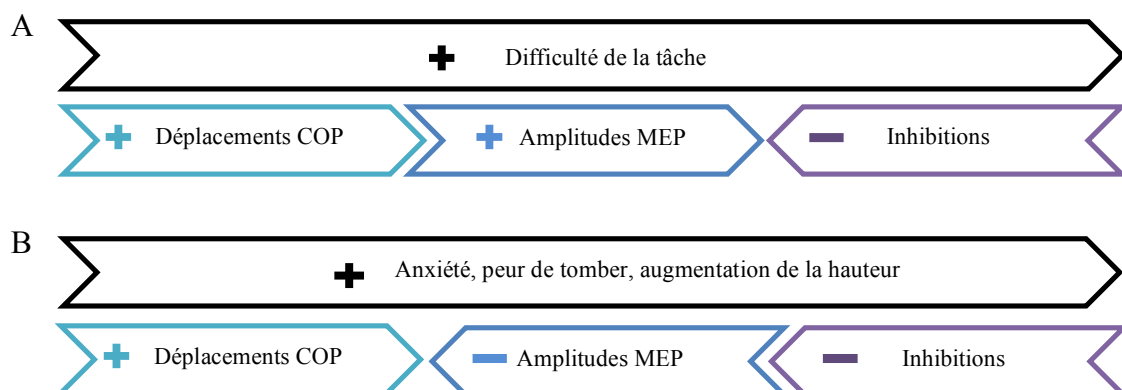


Fig. 23 : A = Résumé de l'effet de la difficulté de la tâche sur le déplacement du COP, l'amplitude MEP et la SICI. B = résumé de l'effet de l'anxiété, la peur de tomber et l'augmentation de la hauteur sur le déplacement du COP, l'amplitude MEP et la SICI. Il y a une exception dans la condition instable pour l'amplitude MEP du TA et une pour l'amplitude SICI du SOL.

## Bibliographie

Abbruzzese, G., Assini, A., Buccolieri, A., Schieppati, M., & Trompetto, C. (1999). Comparison of intracortical inhibition and facilitation in distal and proximal arm muscles in humans. *Journal of Physiology*, 514, 895-903.

Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait & posture*, 12(2), 87-93.

Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental brain research*, 143(2), 160-170.

Baker, S.N., Kilner, J.M., Pinches, E.M., & Lemon, R.N. (1999). The role of synchrony and oscillations in the motor output. *Exp Brain Res* 128, 109-17.

Bazalgette, D., Zattara, M., Bathien, N., Bouisset, S., Rondot, P. (1987) Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease. *Advance in Neurology*, 45, 371-374.

Bazergui, A., Bui-Quoc, T., Biron, A., McIntyre, G., & Laberge, C. (2002). Résistance des matériaux, troisième édition. Canada: Presses internationales polytechnique.

Beloozerova, I. N., Sirota, M. G., Swadlow, H. A., Orlovsky, G. N., Popova, L. B., & Deliagina, T. G. (2003). Activity of different classes of neurons of the motor cortex during postural corrections. *Journal of Neuroscience*, 23, 7844-7853.

Bernard-Demanze, L., Burdet, C., Berger, L., & Rougier, P. (2004). Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *Journal of integrative neuroscience*, 3(4), 433-451.

Bloem, B. R., Steijns, J. A., & Smits-Engelsman, B. C. (2003). An update on falls. *Current opinion in neurology*, 16(1), 15-26.

Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel: Approche biomécanique. *Association des Physiologistes*, 77-92.

Bouisset, S. (2002). Biomécanique et physiologie du mouvement. Paris: Masson.

Bouisset, S., & Maton, B. (1999). Muscles, posture et mouvement. Paris: Hermann.

Brown, L. A., Sleik, R. J., Polych, M. A., & Gage, W. H. (2002). Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? *Journal of Gerontology*, 57, 785-792.

Cacchio, A., Cimini, N., Alosi, P., Santilli, V., & Marrelli, A. (2009). Reliability of transcranial magnetic stimulation-related measurements of tibialis anterior muscle in healthy subjects. *Clin. Neurophysiol*, 120, 414-419.

Cantello, R., Tarletti, R., & Civardi, C. (2002). Transcranial magnetic stimulation and Parkinson's disease. *Brain Res. Brain Res. Rev*, 38, 309-327.

Capaday, C., Forget, R., Fraser, R. & Lamarre, Y. (1991). Evidence for a contribution of the motor cortex to the long-latency stretch reflex of the human thumb. *Journal of Physiology*, 440, 243-55.

Carpenter, M. G., Frank, J. S., Silcher, C. P., & Peysar, G. W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138(2), 210-218.

Chen, R., Tam, A., Bütefisch, C., Corwell, B., Ziemann, U., Rothwell, J.C., & Cohen, L.G. (1998). Intracortical inhibition and facilitation in different representations of the human motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 80(6), 2870-2881.

Cleworth, T. W., Horslen, B. C., & Carpenter, M. G. (2012). Influence of real and virtual heights on standing balance. *Gait & posture*, 36(2), 172-176.

Davis, J. R., Horslen, B. C., Nishikawa, K., Fukushima, K., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Human proprioceptive adaptations during states of height-induced fear and anxiety. *Journal of Neurophysiology*, 106, 3082-3090.

Davis, J.R., Campbell, A.D., Adkin, A.L., Carpenter, M.G. (2009). The relationship between fear of falling and human postural control. *Gait & Posture*, 29, 275–9.

Day, B.L., Riescher, H., Struppler, A., Rothwell, J.C. & Marsden, C.D. (1991). Changes in the response to magnetic and electrical stimulation of the motor cortex following muscle stretch in man. *Journal of Physiology*, 433, 41-57.



Demura, S., Kitabayashi, T., & Aoki, H. (2008). Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriatr. Gerontol. Int.* 8, 188-197.

Devanne, H., Lavoie, B.A. & Capaday, C. (1997). Input-output properties and gain changes in the human corticospinal pathway. *Exp Brain Res*, 114, 329-38.

Di Lazzaro, V., Restuccia, D., Oliviero, A., Profice, P., Ferrara, L., Insola, A., Mazzone, P., Tonali, P., & Rothwell, J.C. (1998). Magnetic transcranial stimulation at intensities below active motor threshold activates intracortical inhibitory circuits. *Exp Brain Res*, 265-268.

Floeter, M.K., & Rothwell, J.C. (1999). Releasing the brakes before pressing the gas pedal. *Neurology*, 53, 664.

Fuhr, P., Agostino, R., & Hallett, M. (1991) Spinal motor neuron excitability during the silent period after cortical stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 81, 257-262.

Fujiyama, H., Hinder, M. R., Schmidt, M. W., Garry, M. I., & Summers, J. J. (2012). Age-related differences in corticospinal excitability and inhibition during coordination of upper and lower limbs. *Neurobiology of aging*, 33(7), 1484-e1.

Gage, W. H., Sleik, R. J., Polych, M. A., & Brown, L. A. (2003). The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Exp Brain Res*, 150, 385-394

Gagey, P. M., & Toupet, M. (1991). Orthostatic postural control in vestibular neuritis: a stabilometric analysis. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 100(12), 971-975.

Gagey, P. M., & Weber, B. P. (2004). Régulation et dérèglements de la station debout. 4e éd.

Gagner, M. (2007). *Organisation fonctionnelle du cortex moteur primaire liée au contrôle dynamique d'une synergie musculaire interarticulaire* (Thèse). Université de Laval, Québec.

Ganong, W. (2010). Review of Medical Physiology. United States : The McGraw-Hill Company.

Goulart, F., Valls - Solé, J., & Alvarez, R. (2000). Posture - related changes of soleus H - reflex excitability. *Muscle & nerve*, 23(6), 925-932.

Hallett, M. (2000). Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature*, 406(6792), 147-150.

Heise, K. F., Zimerman, M., Hoppe, J., Gerloff, C., Wegscheider, K., & Hummel, F. C. (2013). The aging motor system as a model for plastic changes of GABA-mediated intracortical inhibition and their behavioral relevance. *The Journal of Neuroscience*, 33(21), 9039-9049.

Hoffman, M. A., & Koceja, D. M. (1995). The effects of vision and task complexity on Hoffmann reflex gain. *Brain research*, 700(1), 303-307.

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11.

Horslen, B. C. (2010). Postural threat-induced modulation of stretch reflex pathways in static and dynamic postural control.

Horslen, B. C., Dakin, C. J., Inglis, J. T., Blouin, J. S., & Carpenter, M. G. (2014). Modulation of human vestibular reflexes with increased postural threat. *The Journal of Physiology*, 592(16), 3671-3685.

Huffman, J. L., Horslen, B. C., Carpenter, M. G., & Adkin, A. L. (2009). Does increased postural threat lead to more conscious control of posture? *Gait & Posture*, 30, 528-532.

Inghilleri, M., Berardelli, A., Cruccu, G., & Manfredi, M. (1993) Silent period evoked by transcranial stimulation of the human cortex and cervicomedullary junction. *The Journal of Physiology*, 466, 521-534.

Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *J. Neural Transm*, 114, 1339-1348.

Katz, R., Meunier, S., & Pierrot-Deseilligny, E. (1988). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres in man while standing. *Brain*, 111(2), 417-437.

Koceja, D. M., & Mynark, R. G. (2000). Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions. *International journal of neuroscience*, 104(1), 1-15.

Kujirai, T., Caramia, M.D., Rothwell, J.C., Day, B.L., Thompson, P.D., Ferbert, A., Wroe, S., Asselman, P., & Marsden, C.D. (1993). Corticocortical inhibition in human motor cortex. *Journal of Physiology*, 471, 501-519.

Lepicard, E. M., Venault, P., Perez-Diaz, F., Joubert, C., Berthoz, A., & Chapouthier, G. (2000). Balance control and posture differences in the anxious BALB/cByJ mice compared to the non anxious C57BL/6J mice. *Behavioural brain research*, 117(1), 185-195.

Llewellyn, M., Yang, J. F., & Prochazka, A. (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental brain research*, 83(1), 22-28.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Influence of arousal and attention on the control of postural sway. *Journal of Vestibular Research*, 6(1), 53-59.

Marneweck, M., Loftus, A., & Hammond, G. (2011). Short-interval intracortical inhibition and manual dexterity in healthy aging. *Neuroscience research*, 70(4), 408-414.

Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.

Massion, J. (1997). Cerveau et motricité : fonctions sensori-motrices. *Presses univ. de France*.

Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Process in Brain Research*. 143, 13-27.

Mody, I., De Koninck, Y., Otis, T.S., & Soltesz, I. (1994). Bridging the cleft at GABA synapses in the brain. *Trends Neurosci*, 17, 517-525.

Nielsen, J., Petersen, N., Deuschl, G., & Ballegaard, M. (1993). Task - related changes in the effect of magnetic brain stimulation on spinal neurones in man. *The Journal of Physiology*, 471(1), 223-243.

Nikolova, M., Pondev, N., Christova, L., Wolf, W., & Kossev, A. R. (2006). Motor cortex excitability changes preceding voluntary muscle activity in simple reaction time task. *European journal of applied physiology*, 98(2), 212-219.

Okada, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of human ergology*, 1(1), 75-93.

Papegaaij, S., Taube, W., Hogenhout, M., Baudry, S., & Hortobágyi, T. (2014). Age-related decrease in motor cortical inhibition during standing under different sensory conditions. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6(126), 1-8.

Papegaaij, S., Taube, W., van Keeken, H. G., Otten, E., Baudry, S., & Hortobágyi, T. (2016). Postural challenge affects motor cortical activity in young and old adults. *Experimental Gerontology*, 73, 78-85.

Penfield, W., & Rasmussen, T. L. (1950). The cerebral cortex of man: A clinical study of localization of function. London: Macmillan.

Perrin, P.H., Jeandel, C., Perrin, C., & Courant, P. H. (1993). Contribution de la posturographie statique et dynamique à l'étude du vieillissement physiologique de l'équilibration. *Rev. Oto Neuro Ophtalmo*, 19(20), 95-99.

Reis, J., Swayne, O. B., Vandermeeren, Y., Camus, M., Dimyan, M. A., Harris - Love, M., ... & Cohen, L. G. (2008). Contribution of transcranial magnetic stimulation to the understanding of cortical mechanisms involved in motor control. *The Journal of physiology*, 586(2), 325-351.

Ridding, M. C., Taylor, J. L., & Rothwell, J. C. (1995). The effect of voluntary contraction on cortico-cortical inhibition in human motor cortex. *The Journal of Physiology*, 487(2), 541.

Rossini, P.M., Barker, A.T., Berardelli, A., Caramia, M.D., Caruso, G., Cracco, R.Q., Dimitrijevic, M.R., Hallett, M., Katayama, Y., Lucking, C.H., et al. (1994) Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 91, 79-92.

Rothwell, J. (1998). Transcranial magnetic stimulation. *Brain*, 121(3), 397-398.

Sasaki, O., Usami, S., Gagey, P. M., Martinerie, J., Le Van Quyen, M. & Arranz, P. (2002). Role of visual input in nonlinear postural control system. *Exp Brain Res*, 147, 1-7.

Schieber, M.H. (2001). Constraints on Somatotopic Organization in the Primary Motor Cortex. *Journal of Neurophysiology*, 86, 2125-2143.

Sibley, K. M., Carpenter, M. G., Perry, J. C., & Frank, J. S. (2007). Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex. *Human movement science*, 26(1), 103-112.

Simeonov, P. I., Hsiao, H., DotsonM, B. W., & Ammons, D. E. (2005). Height effects in real and virtual environments. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 47(2), 430-438.

Tanaka, T., Matsugi, A., Kamata, N., & Hiraoka, K. (2013). Postural Threat Increases Corticospinal Excitability in the Trunk Flexor Muscles in the Upright Stance. *Journal of Psychophysiology*, 27, 165-172.

Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101-116.

Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., & Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Application and Physiology*, 101, 420-429.

Tokuno, C. D., Taube, W., & Cresswell, A. G. (2009). An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. *Acta physiologica*, 195(3), 385-395.

## Déclaration personnelle

*« Je sous-signée certifie avoir réalisé le présent travail de façon autonome, sans aide illicite quelconque. Tout élément emprunté littéralement ou mutatis mutandis à des publications ou à des sources inconnues, a été rendu reconnaissable comme tel. »*

Lieu, date

Signature :

## Droits d'auteur

*« Je soussignée reconnais que le présent travail est une partie constituante de la formation en Sciences du mouvement et du Sport à l'Université de Fribourg. Je m'engage donc à céder entièrement les droits d'auteur – y compris les droits de publication et autres droits liés à des fins commerciales ou bénévoles – à l'Université de Fribourg.*

*La cession à tiers des droits d'auteur par l'Université est soumise à l'accord de la soussignée uniquement.*

*Cet accord ne peut faire l'objet d'aucune rétribution financière. »*

Lieu, date

Signature :

**Table des annexes**

Annexe A : Consentement écrit de la participation à l'étude .....	47
Annexe B : Questionnaire court .....	48
Annexe C : Questionnaire long.....	49
Annexe D : Protocole de test .....	51

## Annexe A : Consentement écrit de la participation à l'étude



### Consentement pour l'étude

#### L'influence de la perception de la hauteur sur l'équilibre et les mécanismes d'inhibition intracorticale

- Merci de lire consciencieusement le formulaire ci-dessous
- N'hésitez pas à demander des renseignements en cas d'incompréhension ou d'incertitudes

#### Je soussigné(e) certifie :

- avoir lu et compris les informations concernant l'étude et en accepte les conditions
- que les critères d'exclusion mentionnés dans « l'information aux participants » ne me concernent pas.
- avoir pu poser toutes les questions souhaitées et avoir reçu des réponses claires et satisfaisantes.
- Etre informé(e) que je peux me retirer à tout moment de l'étude et ceci sans préjudice. Dans ce cas, ma rétribution financière sera calculée en proportion de ma participation à l'étude.
- Etre informé(e) que toutes les données personnelles, résultats obtenus à mon sujet et ma participation à l'étude sont confidentiels et ne seront disponibles qu'aux chercheurs directement impliqués dans cette étude.
- Etre informé(e) que les résultats obtenus lors de l'étude seront publiés de manière anonyme et sous une forme qui ne peut pas m'identifier, dans une ou plusieurs publications scientifiques. J'y ai donné mon accord.
- Consentir à participer volontairement à l'étude susmentionnée comme sujet.

#### Sujet de l'étude

Nom et prénom :

Signature :

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

#### Personne ayant conduit l'entretien de consentement

Je confirme avoir personnellement expliqué au sujet désigné ci-dessus la nature, le but, la durée et les effets et risques prévisibles de l'étude

Nom et prénom :

Signature :

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_



## Annexe B : Questionnaire court

Subject Code: \_\_\_\_\_

Condition: \_\_\_\_\_

**Veuillez répondre aux questions suivantes (en indiquant le pourcentage à droite) de manière honnête sur vos sentiments pendant que vous étiez à cette hauteur en utilisant l'échelle suivante :**

**1. Veuillez utiliser l'échelle suivante pour évaluer comment vous vous sentez sûr de pouvoir maintenir votre équilibre et éviter la chute durant la tâche d'équilibre.**

0.....50.....100 \_\_\_\_\_

Je ne suis pas du  
tout sûr

Je suis  
moyennement sûr

Je suis  
absolument sûr

**2. Veuillez cocher sur l'échelle suivante, comment était votre peur de tomber pendant la tâche d'équilibre:**

0.....50.....100 \_\_\_\_\_

Je n'avais  
absolument pas  
peur

J'avais peur  
modérément

J'avais une peur  
extrême

**3. Utilisez l'échelle suivante pour évaluer comment vous vous sentiez stable durant la tâche d'équilibre**

0.....50.....100 \_\_\_\_\_

Je ne me sentais  
pas du tout stable

Je me sentais  
modérément  
stable

Je me sentais  
extrêmement  
stable

**4. Veuillez indiquer le niveau d'anxiété (en moyenne) que vous avez ressenti durant cette dernière condition)**

0.....50.....100 \_\_\_\_\_

Pas du tout  
anxieux

J'avais une  
grande anxiété

## Annexe C : Questionnaire long

Subject Code: \_\_\_\_\_

Condition: \_\_\_\_\_

**Veillez répondre aux questions suivantes de manière honnête sur vos sentiments pendant que vous étiez à cette hauteur en utilisant l'échelle suivante:**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	Je n'ai pas du tout ressenti cela			J'ai ressenti cela modérément			J'ai ressenti cela de manière extrême		
<b>Q1:</b>									
Je me suis senti nerveux en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q2:</b>									
J'ai eu des pertes de concentration en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q3:</b>									
J'ai eu des doutes en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q4:</b>									
Je me suis senti tendu et trembler en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q5:</b>									
J'étais préoccupé de ne pas être capable de me concentrer en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q6:</b>									
J'étais préoccupé à effectuer la tâche d'équilibre correctement en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q7:</b>									
Mon corps était tendu en étant debout à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q8:</b>									
J'ai eu des difficultés à me concentrer sur ce que j'avais à faire en étant à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Q9:</b>									
J'ai eu peur pour ma sécurité personnelle en étant à cette hauteur	1	2	3	4	5	6	7	8	9

**Q10:****J'ai ressenti des choses bizarres dans mon estomac en étant à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q11:****Pendant que j'essayais de garder l'équilibre à cette hauteur, je n'ai pas fait attention pendant tout le temps au point sur le mur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q12:****Mon cœur battait très fort en étant à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q14:****Des pensées de tomber interféraient avec ma concentration en étant à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q15:****J'étais préoccupé que d'autre personne soit déçu de ma performance d'équilibre à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q16:****Je me suis surpris à hyperventiler en étant à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

**Q17:****Je me suis surpris à penser à d'autre chose qui n'étaient pas en relation avec la tâche d'équilibre en étant à cette hauteur**

---

1	2	3	4	5	6	7	8	9
---	---	---	---	---	---	---	---	---

---

## Annexe D : Protocole de test

### Protocol „height study“

Participant: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_

File Nr.: \_\_\_\_\_ CT

Bedingung	Programm	Messwerte	Sonstiges
Präparation Proband	<b>Left Computer Record:</b> 1. Tokuno.set <b>2a. Tokuno LowHeight.set</b> <b>2b. Tokuno HighHeight.set</b>  <b>Right Computer Stimuli:</b> SICl.set	<b>Right leg:</b> 1. Soleus 3. Tibialis anterior 5. Goniometer 6. Skin  <b>FORCE PLATE:</b> <b>CALIBRATION!!!</b>  <b>EXCLUSION CRITERIA</b>	<b>height</b> _____ cm  <b>weight</b> _____ kg  <b>age:</b> _____ a  <b>handedness:</b> _____
01. Baseline TMS	Stimuli und Record	rMT (standing) _____  80% rMT: _____ => bei Stimulator einstellen  Goniometer data stance: mean _____ V $\pm 0.019V$	<b>MEAN SIZE MEP</b> _____ mV  <b>Goniometer range:</b> <b>Mean (<math>\pm 0.019V</math>)</b> <b>V - _____ V</b>
02. LH_free		Questionnaire_short	MEAN SIZE MEP _____ mV
03. LH_supported		Questionnaire_short	MEAN SIZE MEP _____ mV
04. LH_unstable		Questionnaire_short	MEAN SIZE MEP _____ mV
05. LH_sitting			MEAN SIZE MEP _____ mV
QUESTIONNAIRE	Questionnaire_long		
05. HH_free		Questionnaire	MEAN SIZE MEP _____ mV
06 HH_supported		Questionnaire	MEAN SIZE MEP _____ mV
07. HH_unstable		Questionnaire	MEAN SIZE MEP _____ mV
08. HH_sitting			MEAN SIZE MEP _____ mV
QUESTIONNAIRE	Questionnaire_long		